

Université de Montréal

Rôle des informations proprioceptives dans l'équilibre à la marche chez les personnes en santé et hémiparétiques

par

Yannick MULLIÉ

École de réadaptation

Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté de Médecine
en vue de l'obtention du grade de Maîtrise en
Sciences de la réadaptation

Décembre 2013

© Yannick Mullié, 2013

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Ce mémoire intitulé :

Rôle des informations proprioceptives dans l'équilibre à la
marche chez les personnes en santé et hémiparétiques

Présenté par

Yannick MULLIÉ

À été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dorothy Barthélémy, Présidente rapporteuse

Cyril Duclos, Directeur de recherche

Nancy St-Onge, Membre du jury

Résumé

L'utilisation des informations proprioceptives pour le contrôle de l'équilibre à la marche est encore mal comprise chez les sujets en santé ou hémiparétiques suite à un accident vasculaire cérébral. Le but de cette étude était d'évaluer le rôle des informations proprioceptives dans le maintien de l'équilibre à la marche chez les patients en santé et hémiparétiques. Une analyse de mouvement en trois dimensions a été faite chez treize participants en santé et six hémiparétiques qui marchaient sur un tapis roulant instrumenté pour déterminer leur difficulté à maintenir l'équilibre postural et dynamique, évaluée respectivement par les forces stabilisante et déstabilisante. Des vibrations étaient appliquées en continu ou pendant la phase d'appui sur les muscles postérieurs du cou et sur le triceps sural du côté non-dominant/parétique. La vibration continue ou à l'appui du triceps sural a diminué, chez les sujets en santé, la difficulté à maintenir l'équilibre dynamique et postural ($p < 0,01$), avec une position du corps plus en arrière, sans changement des paramètres temporels de marche. L'équilibre et les paramètres temporels de la marche n'étaient pas modifiés significativement par la vibration à la nuque ($p > 0,17$). Aucun effet des vibrations n'a été mesuré chez les patients hémiparétiques ($p > 0,45$). Les informations proprioceptives sont donc bien utilisées lors de la marche, mais leur rôle dépendrait des conditions de marche et des afférences visuelles disponibles. Un changement dans les capacités d'intégration expliquerait l'absence d'effet des vibrations chez les patients hémiparétiques. D'autres études sont nécessaires pour comprendre l'intégration des informations proprioceptives et visuelles dans le contrôle de l'équilibre à la marche.

Mots-clés : Proprioception, intégration, accident vasculaire cérébral, équilibre, biomécanique, force stabilisante, force déstabilisante

Abstract

Proprioceptive information is important for balance control, but little is known about how it is used during gait, or how stroke affects this use. The aim of this study was to evaluate the role of neck and ankle proprioception in balance during gait in healthy participants and after stroke. Thirteen healthy and 6 hemiparetic participants walked on an instrumented treadmill in a fully lit room, while whole-body three-dimension kinematics was quantified. Vibration was applied on the posterior neck muscles and triceps surae tendon on the non-dominant/paretic side, continuously or during the stance phase only. Difficulty to maintain dynamic and postural balance was evaluated using the stabilizing and destabilizing forces, respectively. Summary data of gait kinematics and kinetics were also reported. Continuous and stance phase vibration of the triceps surae decreased, in healthy patients, the difficulty to maintain both dynamic and postural balance in healthy participants ($p < .01$), with a longer distance between the centre of mass and centre of pressure and the limit of the base of support, indicating a more backward body position, and no change in temporal gait parameters. No effect of neck muscle vibration was observed ($p > .17$). None of the vibration conditions affected balance or gait parameters in stroke participants. The results confirmed that proprioception information is used for control balance during gait. Its importance depends on the walking and visual conditions. Changes in sensory integration capacities likely explain the results after stroke. Further study is needed to understand the integration of proprioception and vision information to control balance during gait.

Keywords : Proprioception, integration, stroke, balance, biomechanics, stabilizing force, destabilizing force

Table des matières

Liste des tableaux.....	vi
Liste des figures.....	vii
Liste des équations.....	viii
Chapitre 1 : Introduction.....	1
Chapitre 2 : Recension des écrits	6
2.1 Biomécanique de l'équilibre	6
2.1.1 Conditions biomécaniques du maintien de l'équilibre.....	6
2.1.2 Évaluation biomécanique de l'équilibre	8
2.2 Réactions et stratégies d'ajustements posturaux.....	10
2.2.1 Le contrôle réactif de l'équilibre	10
2.2.2 Le contrôle anticipatoire de l'équilibre	11
2.3 Physiologie des systèmes sensoriels	13
2.3.1 La proprioception.....	13
2.3.2 Le système vestibulaire.....	16
2.3.3 Le système visuel.....	17
2.4 Intégration multi-sensorielle de la proprioception pour le contrôle de l'équilibre ...	18
2.4.1 Réponses posturales aux stimulations proprioceptives.....	19
2.4.2 Effets des vibrations à la marche	22
2.4.3 Intégration des autres canaux sensoriels à la proprioception.....	23
2.5 L'intégration de la proprioception après l'accident vasculaire cérébral.....	25
Chapitre 3 : Objectifs et Hypothèses	28
Chapitre 4 : Méthodologie	30
4.1 Participants.....	30
4.2 Critères d'inclusion et d'exclusion	30
4.3 Les évaluations cliniques	31
4.3.1 Le mini Balance Evaluation System Test (Mini-BESTest)	31
4.3.2 Le Chedoke McMaster Stroke Assessment (CMMSA).....	32
4.3.3 Examen de la sensibilité.....	32
4.4 Vitesse de marche au sol.....	35

4.5	Instruments de mesure	36
4.5.1	Système d'analyse cinématique	36
4.5.2	Analyse cinétique : Le tapis roulant instrumenté.....	37
4.6	Stimulations proprioceptives	38
4.7	Protocole expérimental	39
4.8	Variables étudiées	40
4.8.1	Données temporelles	40
4.8.2	Variables d'équilibre.....	41
4.8.3	Variables complémentaires	42
4.9	Analyses statistiques	43
	Chapitre 5 : Résultats	45
5.1	Avant-propos.....	46
5.2	Abstract	47
5.3	Article	48
5.3.1	Introduction.....	48
5.3.2	Methods:	50
5.3.3	Results:.....	56
5.3.4	Discussion:.....	59
	Chapitre 6 : Discussion	68
6.1	Intégration des informations proprioceptives issues de la nuque et de la cheville ...	68
6.2	Intégration de la proprioception suite à un AVC	73
6.3	Limites de l'étude	74
	Chapitre 7 : Conclusion	76
	Bibliographie.....	i
	Annexe 1 Certificat d'éthique.....	xi
	Annexe 2 Formulaire de consentement.....	xiii
	Annexe 3 Emplacement des marqueurs	xx
	Annexe 4 Emplacement des points sondés.....	xxi

Liste des tableaux

Tableau 1 : Données cliniques	35
-------------------------------------	----

Liste des figures

Figure 1 : Modèle d'intégration multi-sensorielle d'après Horak	19
Figure 2 : Filaments de Semmes-Weinstein	33
Figure 3 : Description du dispositif expérimental.....	37
Figure 4 : Photo du Capteur FSR et des Vibrateurs.....	39

Liste des équations

Équation 1	41
Équation 2	41

Liste des abréviations

ANOVA	Analyse de Variance
AVC	Accident Vasculaire Cérébral
BdS	Base de support
BESTest	Balance evaluation system test
CM	Centre de Masse
CMMSA	Chedoke McMaster Stroke Assessment
CP	Centre de Pression
FNM	Fuseau Neuromusculaire
GVS	Galvanic Stimulation
Hz	Hertz
MN α	Motoneurone alpha
ms	Milliseconde
OTG	Organe tendineux de Golgi
RTV	Réponse Tonique Vibratoire
RVA	Réponse Vibratoire Antagoniste
SNC	Système Nerveux Central
3D	Trois dimensions

*À Olivia, qui, avec ses mots d'enfant, saura
toujours me rendre mon sourire*

Remerciements

Je tiens à remercier le Dr Cyril Duclos pour son professionnalisme, sa patience, sa gentillesse et son extrême disponibilité à mon égard. Il a accepté de m'encadrer connaissant le milieu clinique atypique dont je suis issu, et a su me transmettre sa passion pour la recherche. Il m'a donné le goût de poursuivre mon cheminement académique et est devenu, au fil de nos rencontres, une source d'inspiration professionnelle.

J'adresse mes remerciements à tout le personnel du laboratoire de pathokinésiologie, travailleurs de l'ombre qui donnent sans compter, et font de ce lieu un cadre de travail stimulant et agréable. Je pense à Michel Goyette qui par sa disponibilité m'a épargné des jours de travail dans mes moments de précipitation. Je pense aussi à Philippe Gourdou qui a su pardonner mes imprécisions, et qui m'a apporté son aide précieuse, merci aussi pour les heures passées à refaire le monde.

Je remercie aussi Florence B.Loisselle pour son aide dans les premières collectes de données, ainsi que tous les participants de cette étude pour les heures passées au laboratoire.

Je souhaite remercier mes collègues étudiants Carole, Séléna, Jean-François, Martina, Marie-Hélène, Alejandro, Tara, Nabil et Zoé qui chacun leur tour, par un mot, une phrase ou leur présence à un souper ont su me venir en aide quand j'en avais besoin.

J'exprime ma reconnaissance à l'école de réadaptation et à la faculté de médecine pour m'avoir financé et permis de poursuivre mes études dans de bonnes conditions. Mes remerciements vont aussi à Debbie Feldman et Maryse Tremblay, la première pour m'avoir donné ma chance et la seconde pour son aide précieuse dans les méandres du parcours académique.

Les mots me manquent enfin pour exprimer ma gratitude à ma femme qui consent à de grands sacrifices familiaux pour me permettre de me réaliser, et à nos deux familles qui ne nous voient pas autant qu'elles le souhaiteraient.

Chapitre 1 : Introduction

Chaque année au Canada, les chutes sont à l'origine du plus grand nombre d'hospitalisations pour blessures et représentent 45% des admissions pour traumatismes crâniens (Canadian institute for health information, 2006). Le risque de chutes augmente fortement avec l'âge (Heasley et al., 2005), 1/3 des personnes âgées de plus de 65 ans en rapportant une ou plusieurs par année (Heasley et al., 2005, Campbell et al., 1990). Ces dernières sont plus durement affectées puisque leur risque de blessure est 9 fois plus important que les moins de 65 ans, et représentent 62% des personnes hospitalisées pour cause de blessure (Public health agency of canada, 2005). Les chutes peuvent en effet avoir de sérieuses conséquences en ce qui concerne les blessures, hospitalisation et incapacités, pouvant aller jusqu'au décès (Canadian institute for health information, 2006, Billette et Janz, 2011, Public health agency of canada, 2005). Une réduction du nombre de chutes de l'ordre de 20% se traduirait par une baisse de 7500 hospitalisations et une économie annuelle de l'ordre de 138 millions de dollars (Public health agency of canada, 2005). Les chutes arrivent dans 44% des cas lors d'une glissade à la marche et dans 26% des cas lors de la montée ou la descente des escaliers (Public health agency of canada, 2005).

Ces situations, qui représentent des perturbations, provoquées par un élément de l'environnement ou par les mouvements propres du sujet, déclenchent différentes réponses posturales dans le but de conserver l'équilibre. Pour éviter la chute, ces réponses doivent être adaptées à l'intensité de la perturbation et au contexte de réalisation de la tâche. Pour cela, le système nerveux central (SNC) doit prendre en compte les influences cognitives et les

informations provenant principalement des systèmes sensoriels visuel, vestibulaire et proprioceptif (Oie et al., 2002, Keshner et al., 2004).

- Les informations apportées par le système visuel comme les références verticales et horizontales, les obstacles et mouvements de la scène visuelle, sont prises en compte pour déterminer l'orientation du corps dans l'espace et élaborer un référentiel vertical visuel. Les informations projetées sur la rétine issues du champ de vision périphérique renseignent sur les mouvements de l'environnement. Celles du champ central fixent la cible visuelle et donc donnent la direction lors de la locomotion et des informations sur d'éventuels obstacles pour atteindre la cible (Amblard et Carblanc, 1980, Redfern et al., 2001).

- Les informations vestibulaires renseignent sur les accélérations linéaires et en rotation de la tête par les organes otolithiques, utricule et saccule d'une part, et les canaux semi-circulaires d'autre part (Kandel et al., 2013). Les informations vestibulaires participent aussi à l'élaboration du référentiel vertical associé à la gravité (Horak et Macpherson, 1996, Fitzpatrick et McCloskey, 1994). Elles modulent également le temps de latence des réponses posturales et l'amplitude de ces réponses aux perturbations (Horak, 2010).

- Finalement, les informations somatosensorielles proviennent de mécanorécepteurs répartis sur l'intégralité du corps (muscles, tendons, articulations et peau). Les récepteurs proprioceptifs renseignent sur la configuration spatiale des différents segments corporels les uns par rapport aux autres ainsi que leur position relative par rapport au sol (Horak et Macpherson, 1996). Ils informent également sur les propriétés de la surface de support (Ivanenko et al., 1999). Les forces exercées par le corps sur cette surface et l'orientation de la jambe par rapport au sol donnent une approximation de l'orientation de la surface d'appui (Horak et Macpherson, 1996, Ivanenko et al., 1999).

Le travail décrit dans ce mémoire porte particulièrement sur la proprioception, dont la stimulation engendre des réponses posturales bien décrites en position debout, mais peu évaluées lors de la marche. Les informations proprioceptives issues des membres, du tronc ou du cou semblent être utilisées différemment par le système nerveux central puisqu'elles engendrent des réactions posturales dont les caractéristiques diffèrent en fonction du site de stimulation (Kavounoudias et al., 1999, Bove et al., 2001, Courtine et al., 2007, Courtine et al., 2003, Courtine et al., 2001, Duysens et al., 2008, Verschueren et al., 2002, Gomez et al., 2009, Hazime et al., 2012, Ivanenko et al., 2000a, Ivanenko et al., 2000b, Lee et al., 2012).

Bien décrites et répétables en position debout, il est possible que ces réponses posturales diffèrent à la marche du fait du caractère phasique de celle-ci, avec une alternance de phase d'appui et d'oscillation. Plusieurs études montrent que les effets moteurs des stimulations proprioceptives diffèrent en fonction de la phase de marche (Sorensen et al., 2002, Verschueren et al., 2002). Par exemple, il a été démontré que l'effet des stimulations cutanées plantaires sur les réflexes à la cheville était facilité ou inhibé en fonction de la position, donc des informations proprioceptives, de la hanche en extension ou en flexion (Knikou et al., 2007).

Ces informations proprioceptives doivent être intégrées par le système nerveux central avec les informations visuelles et vestibulaires pour déterminer la position et les déplacements des segments corporels entre eux et par rapport à l'environnement pour maintenir l'équilibre corporel. Cette intégration consiste en la mise en commun des informations issues des différents systèmes. Cette étape est essentielle du fait de l'ambiguïté de chaque système sensoriel qui ne peut à lui seul donner une information exhaustive de la situation corporelle. On parle d'intégration multi-sensorielle. De plus, ces informations doivent aussi être

pondérées, c'est-à-dire que l'importance accordée aux informations d'un système particulier est augmentée ou diminuée en fonction des conditions dans lesquelles la tâche est réalisée. En effet, les circonstances peuvent réduire la "qualité" des informations, par exemple dans l'obscurité où les informations visuelles auraient un poids moins important que les informations proprioceptives (Oie et al., 2002, de Oliveira et al., 2008, Horak et al., 2009).

La position et les déplacements du corps dans l'environnement, élaborés à partir de cette intégration multi-sensorielle par le système nerveux central, correspondent d'un point de vue biomécanique à la position et aux déplacements du centre de masse (CM). Ces deux éléments sont les variables que le système postural doit contrôler pour éviter les chutes (Pai et Patton, 1997) Les déplacements du CM sont contrôlés par le centre de pression (CP), dont la position dépend de l'activité locomotrice en cours et des activités posturales associées. Le contrôle de l'alignement de la tête et du tronc par rapport à la base de support (BdS) eu égard à la gravité et à la surface de support (Horak, 2006), représente la composante posturale de l'équilibre. Le contrôle des déplacements du CM représente la composante dynamique de l'équilibre (Horak, 2006). À la marche, même si des mécanismes de contrôle identiques sont utilisés, la vitesse importante du CM et les changements continuels de la BdS rendent le contrôle de l'équilibre plus complexe à réaliser (Winter, 1995, Pai et Patton, 1997).

Parmi les groupes à fort risque de chutes, les personnes ayant eu un accident vasculaire cérébral (AVC) présentent des risques particulièrement élevés, du fait des déficits moteurs et sensoriels fréquemment associés à l'AVC. L'AVC hémorragique ou ischémique a pour résultat une réduction aigüe du flux sanguin dans différentes aires cérébrales, à l'origine de lésions cérébrales. Celles-ci peuvent se caractériser par une perte plus ou moins complète du contrôle moteur et de la sensibilité somatosensorielle contralatérale au site de lésion cérébrale que l'on

nomme hémiparésie (Kandel et al., 2013). Le niveau de déficit sensoriel est proportionnel à la taille de l'AVC (Tyson et al., 2006, Connell et al., 2008) et plusieurs études montrent que l'intégration des informations sensorielles pour le contrôle de l'équilibre est affectée chez les personnes hémiparétiques en position debout (Bonan et al., 2013, Genthon et al., 2008, Magnusson et al., 1994, Roerdink et al., 2009).

Ainsi, le rôle des informations proprioceptives dans le maintien de l'équilibre lors d'une tâche dynamique comme la marche est mal compris chez les sujets en santé. De plus, aucune étude n'a évalué les conséquences de l'AVC sur l'utilisation des informations proprioceptives dans le contrôle de l'équilibre lors de la marche. Le but de ce travail était donc d'analyser la contribution des informations proprioceptives lors des différentes phases de la marche chez les personnes en santé et les personnes hémiparétiques suite à un AVC.

Chapitre 2 : Recension des écrits

2.1 Biomécanique de l'équilibre

2.1.1 Conditions biomécaniques du maintien de l'équilibre

D'un point de vue biomécanique, le maintien de l'équilibre passe par le contrôle de la position et du déplacement du centre de masse (CM) global. Le CM global est un point virtuel ayant les mêmes propriétés mécaniques que l'ensemble de la masse corporelle, et dont la position se détermine à partir de la sommation spatiale du CM de chacun des segments corporels (Gage et al., 2004). On le différencie du centre de gravité qui représente la projection verticale du CM.

Le centre de pression (CP) est la localisation ponctuelle de la moyenne pondérée des forces de réactions du sol, opposées aux pressions exercées sur le sol ou la surface de contact. Le contour de la surface est déterminé par les contacts avec le sol est appelé la base de support (BdS) (Gage et al., 2004, Winter, 1995). La position et le déplacement du CP (Chaudhry et al., 2011, Hasan et al., 1996, van Wegen et al., 2002), tout comme la position et la vitesse du CM (Pai et Patton, 1997), sont utilisés comme indicateurs d'équilibre. Le CP contrôle la position et le déplacement du CM, puisqu'un décalage dans le plan horizontal entre la position de ces deux points entraîne une accélération du CM dans le sens du vecteur CP-CM (Winter, 1995). Cette accélération est due à l'effet de couple produit entre l'effet du poids, c.-à-d. la force produite par la gravité sur la masse du sujet, qui s'applique au CM du sujet verticalement vers le bas, et les forces de réactions du sol, qui s'appliquent au CP, vers le haut. Plus l'écart entre ces points est important, plus le CM subit une accélération (Winter, 1995). Donc, en position

debout, le déplacement du CP par la variation des poussées sur le sol permet de contrôler simplement les déplacements et la position du CM. Dans un contexte expérimental, ces variables sont mesurées respectivement par l'usage de plateformes de force, c.-à-d. la mesure des forces de réaction du sol (Chaudhry et al., 2011) et par un système d'analyse du mouvement et une modélisation du corps en trois dimensions (Van Der Kooij et al., 2005, Peterka, 2002).

Maintenir l'équilibre à la marche est plus complexe qu'en position érigée. À chaque instant de la tâche, le CP doit être placé adéquatement par rapport au CM pour contrôler ses déplacements antéro-postérieurs et médio-latéraux (Winter, 1995). Pour cela, en plus des moments appliqués au sol lors de l'appui (stratégies de cheville et de hanche), la position du pied au moment du contact du talon après la phase d'oscillation (stratégie de placement du pied) est un facteur essentiel du contrôle de l'équilibre à la marche. La variabilité dans la largeur des pas est ainsi utilisée comme un indicateur d'équilibre médio-latéral (Bauby et Kuo, 2000) d'autant plus lorsque l'exigence de la tâche est augmentée, comme sur des surfaces d'appui variées (Marigold et Patla, 2008). Brach et al ont montré, lors de l'étude des caractéristiques spatio-temporelles de la marche chez les personnes âgées, que le risque de chutes était significativement augmenté pour une variabilité de largeur des pas inférieure ou supérieure aux non-chuteurs (Brach et al., 2005). La mesure de la largeur de pas n'est cependant qu'une mesure indirecte de l'équilibre et aucune étude n'a mis en lien la variabilité des pas avec la position et la vitesse du CM.

2.1.2 Évaluation biomécanique de l'équilibre

Alors que la biomécanique de l'équilibre à la marche est assez bien décrite, plusieurs méthodes d'évaluation de l'équilibre à la marche ont été développées récemment. Aucune étude n'a encore comparé ces approches

Le modèle de Pai et collaborateurs évalue l'équilibre lors d'une tâche en prenant en compte simultanément la position et la vitesse du CM. Ce modèle a été testé dans plusieurs études utilisant des perturbations de la marche sous la forme d'un glissement inattendu de la surface d'appui. Selon la tâche réalisée, une "zone de stabilité possible" ("Feasible Stability Region") peut être définie dans laquelle la combinaison vitesse/position du CM permet la continuation de la tâche sans réaction posturale à la perturbation. Si la combinaison vitesse/position du CM se trouve en dehors de cette zone de stabilité, il s'en suit la nécessité d'une réaction posturale pour éviter la chute (Pai et Patton, 1997). Si la réaction posturale ne ramène pas la position et la vitesse du CM dans la zone d'équilibre, alors, il y aura chute.

Un second modèle, proposé par Hof et collaborateurs, définit une marge de stabilité prenant en compte la distance entre le CP et la position extrapolée du centre de masse c.-à-d. la position du CM à laquelle la vitesse du CM, normalisée par rapport aux caractéristiques anthropométriques du participant, est additionnée (Hof et al., 2005). Une faible marge de stabilité, c.-à-d. une petite distance entre la position extrapolée du CM et du CP, indique une plus grande instabilité. Ce modèle a entre autres été appliqué lors de perturbations sur tapis roulant, et tant que la marge est faible, des réponses posturales sont mises en place avec l'objectif de maintenir une marge suffisante pour rester dans des conditions d'équilibre adéquat (Hof et al., 2007).

Ces deux modèles servent à l'analyse de l'équilibre dynamique. Ils ont été utilisés dans des paradigmes expérimentaux lors de la marche normale (Hof, 2008), à différentes vitesses (Espy et al., 2010), lors de l'application d'une force au bassin (Hof et al., 2010), ou à l'aide de supports à faible force de friction (Bhatt et al., 2013, Wang et al., 2011), et ont permis de prédire ou de mieux comprendre les réponses posturales assurant le maintien de l'équilibre à la marche. Par exemple, lors de la marche normale, la marge de stabilité entre CP et position extrapolée du CM est constante à l'instant du contact du talon au sol (Hof, 2008). Lors d'une poussée latérale de faible amplitude appliquée au bassin, le CM est accéléré dans le sens de la poussée. Le sujet, pour maintenir sa marge de stabilité constante, ajuste la position de son CP en utilisant une stratégie de cheville ou de pas en fonction de l'intensité de la perturbation, là encore jusqu'à ce que la marge de stabilité entre le CP et la position extrapolée du CM revienne à la valeur de la marche hors perturbation (Hof et al., 2010).

D'autre part, la vitesse de marche et la longueur de pas s'avèrent être des facteurs de stabilité importants puisqu'il a été montré que l'augmentation de la vitesse et la diminution de la longueur des pas favorisaient l'équilibre lors de perturbations mimant une glissade, en rapprochant le CM de la zone de stabilité (Espy et al., 2010). Il a d'ailleurs été montré que la répétition de ces glissades pouvait modifier la posture dans le but d'anticiper la perturbation et d'en réduire l'effet destabilisant (voir section suivante) (Bhatt et al., 2013, Wang et al., 2011).

Un troisième modèle a été développé par Duclos et al (Duclos et al., 2009, Duclos et al., 2012) et permet de mesurer la difficulté de maintenir l'équilibre, autant dans sa composante posturale que dynamique, respectivement représentées par la force théorique nécessaire pour amener le CM à la limite de la BdS, i.e. la force destabilisante, et par la force théorique nécessaire pour stopper le déplacement du CM, i.e. la force stabilisante. Du fait de la

possibilité d'analyser séparément ces deux composantes de l'équilibre, il sera utilisé dans ce mémoire. Sa description complète est faite dans la section méthodologie.

2.2 Réactions et stratégies d'ajustements posturaux

2.2.1 Le contrôle réactif de l'équilibre

Une perturbation inattendue, comme une glissade ou la négociation d'un obstacle apparu brusquement, est déséquilibrante pour le corps et provoque un ensemble de réactions posturales. Ces dernières sont basées sur les informations reçues par les systèmes sensoriels visuel, vestibulaire et proprioceptif (Patla, 2003). Les réponses posturales sont organisées dans les premières centaines de millisecondes (ms) qui suivent la perturbation et se poursuivent parfois pendant plusieurs pas après la négociation de la perturbation. Ces réponses sont organisées par le système nerveux central, et lorsqu'elles sont inadéquates, elles, mènent à la chute (Patla, 2003). Les réponses volontaires étant trop lentes pour maintenir l'équilibre du corps à elles seules, les réflexes mono- et poly-synaptiques sont les premiers à produire une réponse à la perturbation (Patla, 2003, Jacobs et Horak, 2007, Horak et Macpherson, 1996). Les réflexes monosynaptiques produisent des contractions musculaires en réponse à leur étirement. Ils produisent des réponses à courte latence de l'ordre de 30 à 40 ms traitées uniquement à l'étage médullaire. Les réflexes poly-synaptiques produisent des réponses de latences plus longues de l'ordre de 70 à 100 ms et traités par des circuits spinaux et sous corticaux (Jacobs et Horak, 2007). Ces réponses sont suivies de réponses impliquant davantage les aires corticales dont les latences sont de l'ordre de 200 ms (Jacobs et Horak, 2007).

Les stratégies d'ajustements lors de la marche sont principalement la «stratégie de cheville» et la «stratégie du pas». Ces deux stratégies sont utilisées en fonction des différentes phases de la marche et sont capables de répondre à des perturbations d'intensités différentes. La stratégie de cheville est la plus rapide. D'une latence de l'ordre de 200 ms, elle répond à de faibles intensités de perturbations (Hof et al., 2007). La stratégie du pas répond à des perturbations plus intenses. De l'ordre de 300 ms, on l'observe pendant la phase d'oscillation (Jacobs et Horak, 2007) et elle consiste à la modification des caractéristiques du pas, c.-à-d. la cadence, la longueur et largeur (Hof et al., 2007, Horak et Macpherson, 1996). La stratégie peut aussi être mixte, combinant les stratégies de cheville et de pas quand une perturbation lors de la phase d'appui est trop forte pour être corrigée par la cheville seule. Le maintien de l'équilibre sera alors complété sur plusieurs pas subséquents (Patla, 2003, Hof et al., 2007).

2.2.2 Le contrôle anticipatoire de l'équilibre

Le contrôle anticipatoire est basé sur l'identification précoce des obstacles principalement à partir des informations visuelles, ou de perturbations induites par les propres mouvements du sujet et la production d'ajustements anticipatoires, dans le but de diminuer ou d'éliminer le caractère perturbant de l'obstacle ou du mouvement volontaire (Patla, 2003).

Dans le cas des obstacles prévisibles, la trajectoire peut être modifiée pour éviter l'obstacle si la détection est suffisamment précoce pour permettre un tel changement. Dans le cas contraire, les systèmes visuel et proprioceptif vont à priori adapter le placement du pied et la future localisation du CP, par rapport à la localisation précise de l'obstacle, et la direction

des forces de réaction du sol lors du contact du pied avec le sol et par les récepteurs cutanés plantaires respectivement (Patla, 2003)

Dans le cas des mouvements propres du corps, les adaptations anticipées ne sont pas basées sur les informations sensorielles, mais sur les expériences précédemment vécues par le participant dans un même contexte (Patla, 2003). Par exemple, lors de l'élévation du bras, on observe une contraction du biceps fémoral, 100ms avant l'exécution du mouvement. Cet ajustement postural anticipatoire est déclenché dans le but de minimiser les effets déstabilisants du mouvement (Massion et al., 1999). Cette stratégie basée sur l'économie d'énergie est souvent appelée ajustement postural anticipatoire (Massion et al., 1999), mais qualifiée aussi de contrôle prédictif par Patla (Patla, 2003).

Les ajustements posturaux anticipatoires comme le contrôle réactif peuvent être améliorés en fonction de l'expérience. Dans un contexte d'entraînement à la réaction aux glissades répétées, au moyen de plateformes à faibles forces de friction sur le trajet de marche, certaines études montrent que, pour réagir adéquatement à la glissade, le sujet va réduire sa vitesse de déplacement (Yang et al., 2013) et positionner son CM plus en avant en projection de sa BdS (Yang. F, 2013) afin de réduire la déstabilisation induite par la "glissade". Ces adaptations vers des réactions posturales plus efficaces étaient même maintenues pendant au moins 6 mois chez des personnes âgées (Tanvi et al., 2012).

Étant donné l'importance des informations sensorielles dans l'organisation des réponses posturales décrites ci-dessus, il nous semble important d'en décrire leur physiologie, puis leurs interactions, dans le cadre de l'intégration multi-sensorielle, en insistant sur la proprioception, qui fait l'objet de l'expérimentation rapportée dans ce mémoire.

2.3 Physiologie des systèmes sensoriels

2.3.1 La proprioception

La proprioception est définie comme le sens du mouvement et de la position des différents segments du corps dans l'espace (Roll, 2003). Elle informe le SNC par des mécanorécepteurs de plusieurs types situés dans les muscles, les tendons, les articulations et la peau. Les principaux mécanorécepteurs impliqués dans la proprioception sont les suivants :

- Les fuseaux neuromusculaires (FNM) sont localisés dans les corps musculaires. Ils sont dotés de terminaisons primaires (Ia), sensibles à la longueur et la vitesse d'allongement du muscle, et secondaires (II) sensibles à l'étirement musculaire (Proske et al., 2000, Kandel et al., 2013, Roll, 2003).
- Les organes tendineux de Golgi (OTG) renseignent sur la force produite par les muscles (Roll, 2003). Ces derniers, localisés dans la jonction musculo-tendineuse, transmettent au SNC la tension musculaire générée par la contraction, par leurs fibres de type Ib (Kandel et al., 2013, Windhorst, 2007).
- Les récepteurs situés dans les capsules, les ligaments, et le périoste renseignent sur l'angulation des différentes articulations, en particulier pour les amplitudes extrêmes (Kandel et al., 2013).
- Les récepteurs cutanés renseignent sur les mouvements et le maintien de la posture en indiquant les étirements de la peau aux alentours des articulations (Aimonetti et al., 2007).

Les informations proprioceptives partent du récepteur, empruntent le nerf périphérique jusqu'à la corne postérieure de la moelle épinière (Kandel et al., 2013). On distingue deux voies proprioceptives :

- Les informations proprioceptives conscientes concernent les fibres II, qui à partir de l'étage médullaire empruntent les faisceaux de Goll et Burdach pour se lier, dans le noyau cunéiforme du bulbe rachidien, au deutoneurone. Ce dernier va croiser la ligne médiane (décussation) puis rejoindre le noyau ventral-postérieur du thalamus où il fera relais avec un troisième neurone qui gagnera le cortex somésthésique S1 (Kandel et al., 2013).
- Les informations proprioceptives inconscientes concernent les fibres Ia et Ib, qui à partir de l'étage médullaire empruntent selon l'origine des mécanorécepteurs (membres supérieurs ou membres inférieurs et tronc) les faisceaux spinocérébelleux de Flechsig (direct) ou de Gowers (croisés). Ces faisceaux spinocérébelleux informent le cervelet de l'état de tension du muscle qui permettront d'adapter leur réponse motrice (Kandel et al., 2013).

2.3.1.1 Les vibrations localisées pour stimuler la proprioception

La vibration est un moyen de stimulation des mécanorécepteurs fréquemment utilisé (Roll et al., 1989, Fallon et Macefield, 2007, Burke et al., 1972). Il a été démontré qu'elle stimule majoritairement les fibres Ia des fuseaux neuromusculaires. Ces dernières augmentent leurs fréquences de décharge de façon harmonique (1 pour 1) lors d'une stimulation vibratoire de fréquence comprise entre 80 et 100 Hz et d'amplitude de 0.2 à 0.5 mm (Roll et al., 1989). Les fibres Ib et II répondent également à la vibration mais à des fréquences vibratoires moins élevées de l'ordre de 10 à 30 Hz pour 200 μ m d'amplitude (Fallon et Macefield, 2007).

Les fibres Ia étant sensibles à l'allongement musculaire, la vibration musculaire ou tendineuse va induire au niveau segmentaire une illusion d'étirement du muscle cible (Kavounoudias et al., 1999). En conséquence de cette perception, plusieurs réactions motrices peuvent être induites en fonction du contexte sensoriel ou de la tâche à accomplir. Quand le

sujet peut voir l'articulation ou le segment vibré, on note une augmentation de l'activité du muscle vibré, appelée la réponse tonique vibratoire (RTV), accompagnée d'une diminution d'activité dans le muscle antagoniste (Calvin-Figuere et al., 2000). À l'inverse, quand le sujet n'est pas en mesure de voir l'articulation ou le segment vibré ou en fonction de la tâche à accomplir, la vibration induit une contraction du muscle antagoniste au muscle vibré, appelée réponse vibratoire antagoniste (RVA) et un relâchement du muscle vibré (Calvin-Figuere et al., 1999, Calvin-Figuere et al., 2000).

La vibration est connue pour diminuer le réflexe monosynaptique et l'excitabilité du motoneurone alpha (MN α) du muscle ciblé, tel que testé par le réflexe H (Herda et al., 2009). L'excitabilité du MN α étant diminuée par la voie monosynaptique, la RTV n'est rendue possible que si l'excitabilité du MN α est augmentée par d'autres circuits poly-synaptiques comme les voies propriospinale, vestibulospinale ou réticulospinale activées elles aussi, lors de la vibration par les afférences Ia.

D'un point de vue cérébral, l'activation des aires corticales prémotrice, motrice primaire, motrice supplémentaire et motrice cingulaire (Naito et al., 1999, Naito et Ehrsson, 2001) ainsi que celle des aires corticales pariétale supérieure et post centrale (Romaiguere et al., 2003, Casini et al., 2006) a été démontrée lors de la vibration. Ces activations sont d'ailleurs très proches de celles mesurées lors de la contraction musculaire volontaire (Duclos et al., 2007) supportant l'idée que la transformation d'une sensation perceptuelle, induite par la vibration musculaire, en réponse motrice (Kavounoudias et al., 1999), implique également le cortex cérébral. En effet, la mesure du temps de latence entre le début de la vibration et la réponse motrice est de 630 millisecondes pour le tibialis anterior et de 680 millisecondes pour le soleus (Quoniam et al., 1995). De plus, il a été démontré un temps de latence de plus d'une

seconde lors de l'application de vibration sur les muscles fléchisseurs du poignet (Calvin-Figuiera et al., 1999). De tels temps de réaction sont en général associés à des voix neurologiques transcorticales.

2.3.2 Le système vestibulaire

Le système vestibulaire est constitué de canaux semi-circulaires orientés dans les trois plans de l'espace et perpendiculaires entre eux, ainsi que d'organes otolithiques, utricule et saccule. Les canaux semi-circulaires et les organes otolithiques sont constitués de cellules sensibles aux mouvements de l'endolymphe qui remplit les cavités et qui bouge en fonction des mouvements de la tête, permettant de détecter les accélérations linéaires et angulaires de la tête ainsi que sa position dans l'espace (Kandel et al., 2013, Horak, 2010).

Une des méthodes pour tester le système vestibulaire est l'utilisation de la stimulation galvanique (GVS) (Lund. S, 1983, Iles et al., 2007). Le passage d'un courant électrique de faible intensité entre deux électrodes (cathode et anode) provoque une augmentation du taux de décharge du nerf vestibulaire du côté cathodique et une diminution du côté anodique. Lors de la stimulation vestibulaire on observe, entre autres, une augmentation de l'activité électromyographique et une inclinaison du corps du côté cathodique (Iles et al., 2007).

Le sujet atteint d'un trouble de l'appareil vestibulaire (ataxie vestibulaire) présente une réaction posturale tardive et disproportionnée appelée hypermétrie (Horak, 2010). En position debout et lors de translations rapides de la surface de support, les sujets en santé ne montrent pas de changement d'activité des muscles de la nuque, mais uniquement dans les muscles des membres inférieurs alors que les sujets ayant une atteinte vestibulaire montrent une forte co-contraction des muscles de la nuque (Horak et al., 2001, Buchanan et Horak, 2001). En

l'absence de rétrocontrôle efficace donné par le système vestibulaire, ces derniers verrouilleraient ainsi la position de la tête par rapport au corps (Horak et al., 2001, Buchanan et Horak, 2001).

Iles et al ont cliniquement observé que lors de l'application de GVS pendant la marche sur tapis roulant yeux fermés, les participants déviaient suffisamment pour sortir du tapis roulant (Iles et al., 2007). Par ailleurs, les sujets ayant une atteinte vestibulaire accélèrent plus rapidement et déplacent plus loin leur centre de masse lors de chaque pas augmentant ainsi leur risque de chute (Horak, 2010). Ces derniers résultats montrent que le rôle du système vestibulaire dans le contrôle de l'équilibre est important lors de la marche également.

2.3.3 Le système visuel

Le système visuel renseigne principalement sur l'orientation verticale extraite de l'environnement et du corps en position debout, et permet aussi la navigation et l'évitement des obstacles à la marche (Logan et al., 2010, Kandel et al., 2013).

Utilisée depuis longtemps cliniquement, la fermeture des yeux est connue pour augmenter les oscillations posturales en position debout (Abrahamova et Hlavacka, 2008) signant ainsi l'importance des informations visuelles pour maintenir cette position.

D'un point de vue expérimental, on le teste en utilisant un environnement virtuel ou par occlusion de la vue (Logan et al., 2010, Iosa et al., 2012, O'Connor et Kuo, 2009, Keshner E.A, 2000). O'Connor et al ont démontré l'importance du système visuel dans le contrôle de l'équilibre en position debout et à la marche. Les auteurs ont induit des perturbations visuelles

sinusoïdales dans le plan antéropostérieur ou médio-latéral en utilisant un environnement virtuel et ont observé une plus grande variabilité de positionnement du CP, qui est associée à une plus grande instabilité, dans le plan antéropostérieur en position debout, et dans le plan médio-latéral à la marche (O'Connor et Kuo, 2009). L'augmentation de l'intensité de la perturbation visuelle provoquait un plus grand déplacement du CP dans le plan médio-latéral à la marche qu'antéropostérieur en position debout et a montré ainsi une plus grande sensibilité aux informations visuelles dans le placement latéral du pied sans pour autant modifier les caractéristiques spatiotemporelles de la marche (O'Connor et Kuo, 2009).

L'équilibre à la marche serait quant à lui affecté différemment lors de la manipulation des informations visuelles ou lors de l'occlusion de la vue. En effet, Iosa et al ont comparé les essais de marche sur 10 mètres avec ou sans informations visuelles et ont montré une plus grande instabilité lors de la privation d'informations visuelles du fait de la diminution de la vitesse de progression, la longueur et la fréquence de pas en comparaison avec la condition dans laquelle il n'y avait pas de privation visuelle (Iosa et al., 2012).

2.4 Intégration multi-sensorielle de la proprioception pour le contrôle de l'équilibre

Nous venons de voir les trois principales voies sensorielles impliquées dans le contrôle de l'équilibre. Nous allons voir maintenant comment les stimulations proprioceptives modifient l'équilibre, et comment les réponses posturales à ces stimulations proprioceptives sont modifiées par les informations provenant du système vestibulaire et de la vision. Ces

modifications soulignent l'intégration multi-sensorielle, c'est-à-dire la prise en compte concomitante des différentes informations sensorielles dans le contrôle de l'équilibre

Figure 1 : Modèle d'intégration multi-sensorielle d'après Horak. Modèle résumant les différents systèmes sous-tendant le contrôle de l'équilibre



2.4.1 Réponses posturales aux stimulations proprioceptives

2.4.1.1 En station debout

Comme nous l'avons vu plus haut, la vibration musculaire peut générer une activité motrice, c.-à-d TVR, TVA (Hagbarth et Eklund, 1966, Calvin-Figuere et al., 1999, Takata et al., 1996) et une illusion de mouvement au niveau segmentaire. Si ces stimulations sont appliquées sur un sujet en position debout, elles peuvent déclencher des réponses posturales de

l'ensemble du corps parfois appelées « Vibration Induced Falling » (VIF) (Eklund, 1972). Ces réponses posturales se caractérisent notamment par des inclinaisons du corps dans des directions spécifiques en fonction du site de vibration (Kavounoudias et al., 1999, Barbieri et al., 2013, Gomez et al., 2009, Lee et al., 2012, Polonyova et Hlavacka, 2001). Il a notamment été démontré chez le sujet debout sur une plateforme de force et yeux fermés un déplacement du CP, indiquant une inclinaison du corps vers l'avant ou vers l'arrière lors de l'application de la vibration respectivement à la nuque et aux triceps suraux (Kavounoudias et al., 1999, Barbieri et al., 2013, Gomez et al., 2009).

2.4.1.2 Effets de la fréquence et du temps de vibration sur la réponse posturale induite par la vibration musculaire

La fréquence et la durée de la stimulation proprioceptive sont aussi des facteurs influençant la réaction posturale à la vibration. Abrahamova et al, ont confirmé en position debout et les yeux fermés que la direction d'inclinaison était spécifique au muscle vibré, mais aussi que l'amplitude de l'inclinaison du corps était supérieure pour une vibration à 80 Hz qu'à 60 Hz ou qu'à 40 Hz (Abrahamova et al., 2009). Dans une seconde étude dans les mêmes conditions, Polonyova et al précisent que les changements d'amplitude des inclinaisons du corps en réponse à la vibration dépendent des muscles vibrés. Cette augmentation se produit lors de fréquences supérieures ou égales à 60 Hz lorsque les vibrations sont faites sur le tibia antérieur, et pour des fréquences inférieures ou égales à 80 Hz pour le gastrocnémien latéral (Polonyova et Hlavacka, 2001).

Concernant la durée de vibration, il a été démontré, que dans les mêmes conditions expérimentales, la vibration pendant 30 secondes produisait une amplitude d'inclinaison

supérieure à celles provoquées par des vibrations qui ne duraient que 10 et 20 secondes (Capicikova et al., 2006).

2.4.1.3 Rôle de l'âge dans la réaction posturale à la vibration

Les déficits de l'équilibre liés à l'âge sont fréquents (Du Pasquier et al., 2003) et peuvent être liés à une diminution de qualité des systèmes sensoriels : visuel (Gittings et Fozard, 1986), vestibulaire (Herdman et al., 2000) et proprioceptif (Sturnieks et al., 2008), tout comme à une diminution de la capacité à les intégrer (Quoniam et al., 1995). L'âge est responsable de l'atrophie musculaire qui touche autant les fibres musculaires impliquées dans le mouvement que celles présentes dans le FNM pour en assurer la sensibilité, expliquant en partie la perte de force et de sensibilité liées à l'âge (Kararizou et al., 2005, Frontera et al., 2000)

Il a été démontré qu'en position statique et yeux fermés, les personnes âgées, qui ont des capacités pallesthésiques, c.-à-d. des perceptions des vibrations osseuses, réduites par rapport aux sujets jeunes, montraient une augmentation de la vitesse d'inclinaison du corps et donc une plus grande difficulté à maintenir l'équilibre lors de la vibration à la cheville (Kristinsdottir, 2001). Fransson et al, ont également démontré une plus grande instabilité chez des personnes âgées sans antécédents neurologiques et se disant en bonne santé que chez des populations plus jeunes (Fransson et al., 2004). En effet, bien que les participants réagissaient plus rapidement à la vibration, ils montraient une augmentation de leur vitesse d'inclinaison du corps, les rendant plus instables (Fransson et al., 2004). Les participants plus âgés utiliseraient différemment leurs informations proprioceptives dans la stabilité posturale. Ce comportement fait du déclin structurel et fonctionnel des mécanorécepteurs du système proprioceptif lié à l'âge un facteur d'instabilité posturale (Sturnieks et al., 2008).

2.4.2 Effets des vibrations à la marche

Les vibrations appliquées à la nuque modifient les caractéristiques spatiotemporelles de la marche, avec une diminution de la longueur de pas et de la vitesse de marche quand la vibration est déclenchée, par rapport à la marche sans vibration (Bove et al., 2001). Lors de la marche sur tapis roulant et quand la vibration est appliquée bilatéralement et de façon continue sur la nuque, Ivanenko et al ont démontré une augmentation de la vitesse de marche associée à une inclinaison du corps vers l'avant (Ivanenko et al., 2000b). La vibration continue à la cheville, dans des conditions où le tapis roulant s'ajustait à la vitesse de marche du patient et où ce dernier évoluait dans une pièce à la lumière tamisée, a également montré une inclinaison du corps en avant avec une augmentation de la fréquence de pas et de la vitesse de marche (Ivanenko et al., 2000a). Or, lors de la marche au sol dans un environnement éclairé, seule la longueur de pas a tendance à diminuer, sans toutefois influencer sur la durée du pas ou la vitesse de marche, montrant ainsi le poids accordé aux informations visuelles dans l'intégration des informations issues des différents systèmes sensoriels (Courtine et al., 2001).

Finalement, quand la vibration est appliquée unilatéralement à la nuque ou au niveau des érecteurs du rachis lombaire supérieur et que le participant marche les yeux fermés, elle peut induire une déviation de la marche du côté controlatéral au muscle vibré (Bove et al., 2001, Courtine et al., 2003). Ceci montre que les réponses à la vibration dépendent directement de la fonction du muscle vibré.

2.4.3 Intégration des autres canaux sensoriels à la proprioception

Les systèmes sensoriels proprioceptif, vestibulaire et visuel fournissent des informations cruciales et complémentaires au SNC pour maintenir l'équilibre (Redfern et al., 2001, Horak, 2006). En plus de cette intégration multi-sensorielle, ces informations sont parfois discordantes et nécessiteront d'être pondérées de façon adéquate de sorte à déterminer l'orientation correcte du corps dans l'espace et la réponse motrice appropriée de sorte à assurer le maintien de l'équilibre (Horak, 2006).

2.4.3.1 Intégration et pondération des informations vestibulaires et proprioceptives

Qu'il s'agisse d'équilibre statique ou à la marche, lorsque les informations visuelles ne sont pas disponibles ou suffisamment fiables, les systèmes vestibulaire et proprioceptif sont pondérés à la hausse (Fitzpatrick et al., 1999, Bove et al., 2001, Hlavacka et al., 1996, Deshpande et Patla, 2005, Lund. S, 1983).

Nous avons déjà présenté qu'en position statique et en réponse à l'utilisation de la vibration ou de la GVS, des inclinaisons spécifiques du corps se produisaient, et que ces dernières étaient fonction du site de vibration ou du côté sur lequel l'anode est située (Iles et al., 2007, Kavounoudias et al., 1999). Lund et al ont montré que les réponses posturales à la GVS étaient modifiées selon la position de la tête : elles apparaissent dans le plan para-frontal passant par les deux vestibules quelle que soit la position de la tête. Les informations proprioceptives et vestibulaires étaient donc intégrées pour adapter la réponse posturale d'origine vestibulaire au contexte proprioceptif, cervical en l'occurrence (Lund. S, 1983).

Hlavacka et al ont montré des résultats similaires lors de la stimulation proprioceptive du muscle tibial antérieur, à la cheville, coïncidant avec la GVS en montrant une inclinaison du corps résultant de la sommation linéaire des réponses provoquées par chacune des stimulations (Hlavacka et al., 1996).

De la même façon, à la marche, l'utilisation de la vibration unilatérale à la nuque a montré une déviation de la trajectoire de marche controlatérale au muscle vibré, qui était modifiée lors de l'application concomitante de la GVS (Deshpande et Patla, 2005). Le placement controlatéral de l'anode par rapport au vibreur augmentait la déviation contrairement au placement homolatéral de l'anode qui diminuait cette dernière (Deshpande et Patla, 2005).

2.4.3.2 Intégration et pondération des informations visuelles et proprioceptives

Les informations visuelles ont un grand rôle dans l'équilibration. En effet, il a été observé que les patients, atteints d'une diminution de la proprioception et dont le contrôle postural était diminué, avaient tendance à pondérer à la hausse, autrement dit à accorder une plus grande importance aux informations visuelles (Redfern et al., 2001, Bonan et al., 2006).

En position debout et lors de vibrations à la cheville ou au cou, l'oscillation du corps avec les yeux ouverts est par exemple de plus faible amplitude que celle induite avec les yeux fermés (Kristinsdottir et al., 2001). Dans une expérience plus récente, Isableu et al ont comparé l'effet de la rotation médiolatérale de l'environnement virtuel et de l'occlusion des yeux sur le déplacement médiolatéral du CP dans trois positions (inclinaison du corps en avant, en arrière ou position neutre). Les auteurs ont démontré que l'intégration et la

pondération des informations visuelles et proprioceptives dans le contrôle de l'équilibre puisque (i) la rotation de l'environnement virtuel induisait un déplacement du CP plus grand quand le patient était incliné en avant ou en arrière qu'en position neutre. (ii) la position neutre en comparaison avec les positions en inclinaison réduisait les oscillations du patient lors de l'occlusion de la vision (Isableu et al., 2011). Ces résultats ont appuyé ceux de Keshner et al concernant l'intégration des afférences proprioceptives et visuelles. En effet, ils ont retrouvé une plus grande instabilité, montrée par l'augmentation de l'amplitude de déplacement de la tête, du tronc et des jambes, lors de la translation antéropostérieure simultanée de la surface d'appui et de l'environnement virtuel, par rapport à la translation seule de l'un d'entre eux (Keshner et al., 2004).

À la marche, les informations visuelles sont importantes puisqu'en contrôlant le positionnement du pied, elles contrôlent l'équilibre médiolatéral (O'Connor et Kuo, 2009). Lors de la privation visuelle, la pondération des informations proprioceptives est augmentée puisque la diminution de la longueur et de la fréquence de pas, ainsi que celle de la vitesse de progression, laisserait une plus grande capacité d'analyse des informations haptiques issues du pied dans le but de renseigner sur l'environnement et de compenser la perte d'information visuelle (Iosa et al., 2012).

2.5 L'intégration de la proprioception après l'accident vasculaire cérébral

On estime que jusqu'à 73% des patients ayant eu un AVC chuteront dans les 6 mois consécutifs à l'accident (Forster A, 1995), et que 60% des personnes atteintes font face à une diminution de la proprioception (Connell et al., 2008, Wutzke C, 2013). La sévérité du déficit

est fortement corrélée à la taille de l'AVC (Tyson et al., 2008, Tyson et al., 2006), et même chez les patients hautement fonctionnels, cette atteinte peut influencer les réponses motrices nécessaires au maintien de la posture (Wutzke C, 2013, Oliveira et al., 2011). En effet, du point de vue postural, il a été démontré en position statique que les sujets hémiparétiques étaient plus asymétriques. La jambe non parétique participe davantage à la position et au déplacement (vitesse comme accélération) du CoP que la jambe parétique (Roerdink et al., 2009, van Asseldonk et al., 2006). Les sujets hémiparétiques sont également plus instables, c.-à-d. qu'ils présentent une augmentation des amplitudes d'oscillations du corps, quand les afférences visuelles et somatosensorielles sont manipulées (respectivement fermeture des yeux ou inclinaison de la surface de support), ou lorsque les deux voies sensorielles donnent des informations conflictuelles, comme l'inclinaison de l'environnement sans inclinaison de la surface (Oliveira et al., 2011, de Oliveira et al., 2008). Plusieurs études ont montré que les patients hémiparétiques utilisaient davantage les informations visuelles, puisque leurs oscillations étaient davantage augmentées par la manipulation des informations visuelles que par celle des informations proprioceptives (Bonan et al., 2006, Bonan et al., 2004a, Bonan et al., 2004b, Roerdink et al., 2009). Cependant, il a été constaté que les patients hémiparétiques pouvaient tout de même être extrêmement sensibles aux informations visuelles et proprioceptives (45% et 25% respectivement) (Bonan et al., 2013).

En position statique, les patients hémiparétiques ont un report du poids sur la jambe non parétique et donc un déplacement du CP en direction de la jambe non parétique (Roerdink et al., 2009, van Asseldonk et al., 2006). À la marche, on note un plus grand déplacement antéro-postérieur et une plus grande vitesse du CP, ainsi qu'une plus grande variabilité de sa position dans le plan médiolatéral sous le pied non parétique (Chisholm et al., 2011). Ces résultats

traduisent l'augmentation du temps d'appui unipodal sur la jambe non parétique et une difficulté à utiliser la jambe parétique dans le contrôle de l'équilibre à la marche (Chisholm et al., 2011).

D'autres études ont également conclu que les patients hémiparétiques présentaient une modification des caractéristiques temporelles de la marche associées à l'importance du trouble sensoriel (Patterson et al., 2008) et moteur (Hsu et al., 2003, Lin et al., 2006). En effet, la vitesse de marche est affectée par la faiblesse des fléchisseurs des hanches et extenseurs des genoux (Hsu et al., 2003) ainsi que par la faiblesse des fléchisseurs dorsaux de cheville (Lin et al., 2006). Les caractéristiques temporelles de la marche seraient également altérées par la spasticité (Lin et al., 2006, Patterson et al., 2008).

Du point de vue de l'intégration des afférences sensorielles, Lin et al (Lin et al., 2012) ont utilisé la vibration continue à la cheville lors d'essai de marche chez des patients hémiparétiques avec ou sans déficit somatosensoriel (sens de position dans l'espace). Les caractéristiques spatio-temporelles de la marche n'ont pas montré de différences entre les deux populations laissant entendre que le trouble de l'équilibre n'est pas dû à la diminution des afférences proprioceptives, mais plutôt à un déficit de l'intégration de ces dernières (Lin et al., 2012, Oliveira et al., 2011).

Chapitre 3 : Objectifs et Hypothèses

En réponse à la vibration, des illusions de mouvements ont été décrites en position debout ou lors de la marche. En position debout, la vibration provoque des inclinaisons du corps vers l'avant lors de l'utilisation de la vibration sur les muscles postérieurs de la nuque ou vers l'arrière, lors de vibration sur les muscles postérieurs de la cheville (Kavounoudias et al., 1999). À la marche cependant, il a été rapporté une inclinaison du corps en avant, donc une plus grande instabilité, et une augmentation de la vitesse de progression lors de l'utilisation continue ou phasique de vibration à la nuque et à la cheville (Ivanenko et al., 2000a, Ivanenko et al., 2000b), sans pour autant évaluer spécifiquement l'effet de ces vibrations sur l'équilibre à la marche.

Compte tenu de ces résultats, notre premier objectif est d'évaluer comment les stimulations proprioceptives, appliquées de façon continue ou lors des différentes phases de marche, modifient les composantes dynamique et posturale de l'équilibre à la marche chez les personnes en santé. Notre hypothèse est que l'utilisation de la vibration à la nuque ou à la cheville aura un effet déstabilisant. Aucune hypothèse ne peut cependant être envisagée sur l'effet du mode de stimulation compte tenu de l'absence de littérature spécifique.

Concernant les participants hémiparétiques, étant donné qu'ils présentent fréquemment un déficit de la sensibilité (Tyson et al., 2008, Connell et al., 2008), et une diminution de leur capacité d'intégration sensorielle (Lin et al., 2012), leur utilisation des informations proprioceptives pour maintenir leur équilibre à la marche devrait être réduite. Notre second

objectif est de déterminer comment l'hémi-parésie, suite à un AVC, affecte l'utilisation des informations proprioceptives dans les composantes dynamique et posturale de l'équilibre à la marche. Notre hypothèse est que les sujets hémi-parétiques utilisent peu l'information proprioceptive pour contrôler leur équilibre à la marche et donc que leur équilibre devrait être peu modifié lors de l'application de stimulations proprioceptives à la marche par rapport à la marche sans stimulation.

Chapitre 4 : Méthodologie

4.1 Participants

Les participants de l'étude sont subdivisés en deux groupes. Le premier groupe est constitué de 13 sujets en santé, recrutés dans la population générale. Le second groupe est formé de six sujets hémiparétiques chroniques à la suite d'un AVC. Ils ont été recrutés à l'aide d'affiches présentées dans les cliniques privées de physiothérapie et à partir de la base de données des expérimentations précédentes pour lesquels les sujets avaient au préalable donné leur accord pour être recontactés. Le recrutement des sujets et la réalisation de l'étude ont nécessité l'approbation du comité d'éthique de la recherche des établissements du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR) (annexe 1). Les participants ont tous été informés de la nature et des objectifs de l'étude et chacun a donné son consentement libre et éclairé (annexe 2) avant d'y participer.

4.2 Critères d'inclusion et d'exclusion

Les critères d'inclusion pour les deux groupes étaient les suivants 1) Être majeur et âgé de moins de 70 ans, 2) être capable de marcher sur un tapis roulant, 3) avoir une vitesse de marche comprise au-dessus de 0.6 m/s ou être capable de marcher sur le tapis roulant sans aide technique, 4) ne pas avoir de trouble orthopédique ou neurologique susceptible de perturber l'équilibre ou la bonne réalisation des tâches, autre que l'AVC.

Les patients hémiparétiques devaient en plus présenter un déficit moteur au Chedoke-Mc-Master Stroke Assessment (CMSA < 7/7 jambe et pied), ne pas avoir de trouble cognitif majeur

mesuré par le "Mini-Mental State Examination". Ce dernier est coté sur 30 points, une note supérieure ou égale à 22/30 signifie l'absence de trouble cognitif (Dick et al., 1984). Les sujets hémiparétiques ne devaient pas être héminégligents sur la base du test de bissection de lignes (Wilde, 2006).

4.3 Les évaluations cliniques

L'équilibre et la vitesse de marche ont été respectivement évalués chez nos deux groupes au moyen du Mini-BESTest et du test de 10 mètres de marche. L'évaluation clinique de la sensibilité cutanée, au mouvement et à la vibration a été effectuée chez les sujets hémiparétiques à des fins descriptives. Les capacités motrices des patients hémiparétiques ont été évalués par le Chedoke Mc-Master Stroke Assessment. Une description complète des tests et un tableau récapitulatif sont proposés dans les sections suivantes et la note du tableau de données cliniques.

4.3.1 Le mini Balance Evaluation System Test (Mini-BESTest)

Le mini-BESTest comprend 14 épreuves cotées de 0 à 3 et évalue l'équilibre dynamique, selon les quatre sous-domaines que sont les ajustements posturaux anticipatoires, les réponses posturales, l'orientation sensorielle et la stabilité à la marche, définis par Horak (Leddy et al., 2011). Le participant est invité à marcher sur différentes surfaces, à faire des pas dans différentes directions yeux ouverts ou yeux fermés, marcher à différentes vitesses, en changeant de direction, en avant et en arrière, en tournant la tête horizontalement puis verticalement, à franchir des obstacles, à se maintenir en appui unipodal, à passer de la

position assise à debout (Franchignoni et al., 2010). Un score bas est associé à une réduction des capacités d'équilibre dynamique (Horak et al., 2009). Ce test présente une bonne validité de critères concomitante avec le Berg Balance Scale (coefficient de Spearman $r = 0,79$, $p < 0,001$) et une bonne fidélité test-retest (coefficient de corrélation intra class, ICC = 0,92) (King et al., 2012)

4.3.2 Le Chedoke McMaster Stroke Assessment (CMMSA)

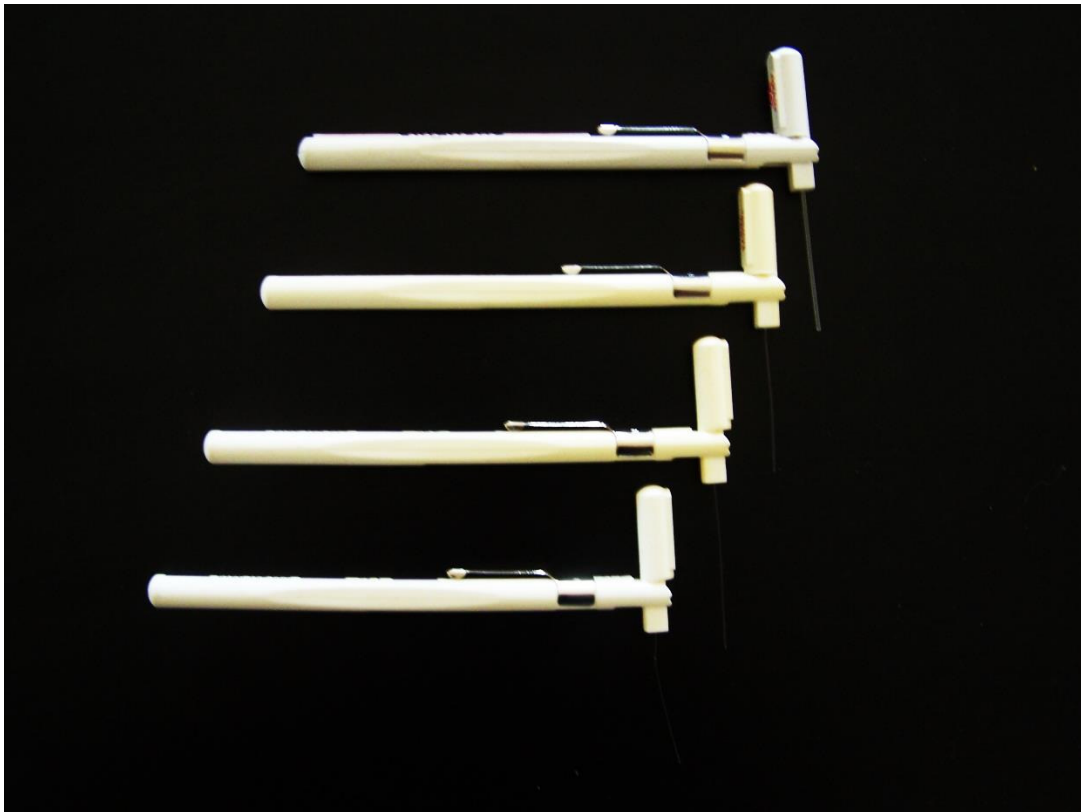
Le Chedoke McMaster Stroke Assessment permet de tester les capacités motrices des individus (Gowland et al., 1993). Il teste chacune des 6 dimensions (dont le contrôle postural et les mouvements des jambes et des pieds) sur une échelle de 1 à 7, un score bas est associé à un déficit moteur important (Gowland et al., 1993, Poole et Whitney, 2001). Ce test présente une bonne validité de critères concomitante avec le Fugl-Meyer assessment ($r = 0,95$, $p < 0,001$) et une excellente fidélité inter évaluateurs (ICC = 0,97) (Poole et Whitney, 2001, Gowland et al., 1993).

4.3.3 Examen de la sensibilité

La sensibilité superficielle a été testée par le toucher léger aux deux malléoles externes par l'utilisation des monofilaments de Semmes-Weinstein, considéré comme ayant une bonne fidélité inter examinateurs (Shaffer et al., 2005). Nous avons utilisé un ensemble de 4 monofilaments de nylon (de 6,65, à 4,17) calibrés pour fléchir sous une pression spécifique. Le participant était assis yeux fermés et répondait verbalement lorsqu'il percevait la pression

exercée par le filament. Trois essais étaient réalisés sur chaque bord inférieur des malléoles externes. Le test débutait avec le filament 5, 18, si aucune pression n'était perçue par le participant, alors nous utilisons le filament 6,65, correspondant à une pression plus élevée. Si la pression était ressentie avec le filament 5,18, l'évaluation continuait avec les autres filaments par ordre décroissant de pression (4,31 et 4,17).

Figure 2 : Filaments de Semmes-Weinstein du plus rigide (6.65) en haut au plus souple (4.17) en bas avec filaments visibles en position d'utilisation pour évaluation



La sensibilité à la vibration, ou pallesthésie, a été mesurée par le temps pendant lequel le sujet était capable de ressentir la vibration sur les malléoles externes des deux chevilles lors de la mise en contact avec un diapason vibrant à une fréquence de 128 Hz (Goldblatt, 1954).

Trois essais ont été réalisés sur chaque malléole et la moyenne des temps a été utilisée dans nos données cliniques. Le diapason était percuté pour produire la vibration puis posé sur la malléole externe. Le chronomètre était déclenché lors de la mise en contact avec la cheville et arrêté lorsque le patient déclarait ne plus sentir la vibration.

La sensibilité au mouvement, reconnue plus valide que celle du sens de la position des articulations (Tyson et al., 2008), a été mesurée par 10 mouvements passifs, lents, de faible amplitude, successifs du premier orteil de chaque pied en flexion ou extension de l'articulation métatarso-phalangienne. Le patient, les yeux fermés, devait indiquer s'il percevait un mouvement et, le cas échéant, dans quelle direction.

Tableau 1 : Données cliniques

Participants hémiparétiques	Age (a)	IMC	Vitesse de marche confortable (m/s)		Mini BESTest	CMMSA		Sensibilité		
			au sol	sur tapis		Score Jambe	Score Pied	Cut. (/4)	Mouv. (/10)	Pall (s)
S1	60	31,2	0,85	0,35	27	5	4	3	10	13,2
S2	32	21,6	0,82	0,75	23	6	4	4	10	14,7
S3	64	27,5	0,80	0,60	22	5	3	3	10	9,6
S4	53	22,8	0,72	0,70	23	4	2	3	10	10,7
S5	55	27,7	0,73	0,70	20	4	4	3	6	17,1
S6	54	25,7	0,55	0,55	23	6	4	2	7	13,1
Moyenne	53,0	26,1	0,75	0,61	23	5	4	3	9	13,8
ET	11,1	3,5	0,34	0,15	2,28	0,89	0,84	0,6	1,8	2,35
Participants en santé										
Moyenne	45,5	26,0	1,55	1,53	30					
ET	15,7	5,9	0,15	0,16	0					

IMC= Indice de masse corporelle; Mini BESTest= Mini Balance evaluation system test, score maximal 30, CMMSA= Chedoke-McMaster Stroke Assessment dont le score maximal est 7, ET= Déviation Standard, Pall= durée moyenne sur deux essais de la perception de la vibration sur la malléole externe du côté parétique avec un diapason de fréquence 128 Hz, elle est considérée normale quand supérieure à 5 secondes, Mouvement= Nombre de mouvements perçus correctement par le participant sur 10 essais d'élévation ou d'abaissement du gros orteil, Cut= cutané = perception de la pression sur la malléole externe du côté parétique d'au moins 2 sur 3 essais au moyen de monofilaments de Semmes-Weinstein; 1= anesthésie; 2= déficit sévère; 3= hypoesthésie; 4= sensibilité normale.

4.4 Vitesse de marche au sol

Les vitesses de marche confortables et maximales ont été mesurées sur 10 mètres selon le protocole suivant (Rossier et Wade, 2001). Le patient a marché sur 14 mètres et la mesure du temps s'est effectuée entre le 2^{ème} et le 12^{ème} mètre.

4.5 Instruments de mesure

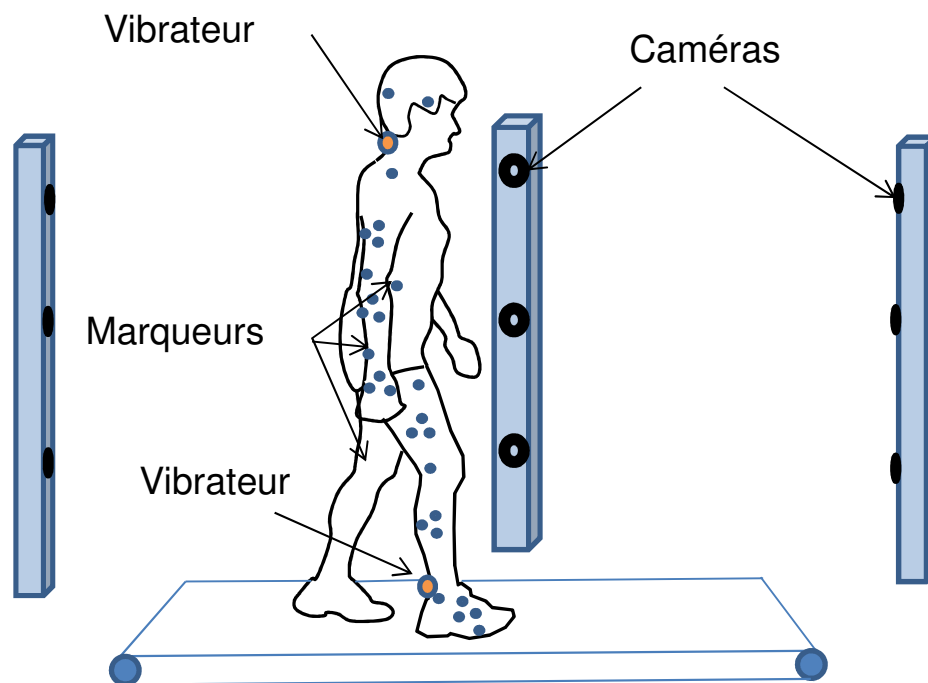
4.5.1 Système d'analyse cinématique

Le système *OptoTrak* (caméras OptoTrak 3020 et Certus, Northern Digital Inc., Canada) a été utilisé pour l'analyse des mouvements des participants. Ce système a été utilisé pour mesurer l'emplacement tridimensionnel de 75 marqueurs infrarouges répartis sur chaque segment corporel majeur (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc, bras, avant-bras, main et tête) des participants, selon un modèle standardisé (annexe 3), à une fréquence d'échantillonnage de 60 Hz. Les données étaient ensuite filtrées avec fréquence de coupure de 6 Hz (filtre butterworth de 4^{ème} ordre, sans décalage temporel).

Trois à six marqueurs non colinéaires étaient placés sur chaque segment. Trois marqueurs suffisent pour mesurer des mouvements en trois dimensions, mais un nombre plus élevé de marqueurs sur certains segments permet de limiter le travail de reconstruction de la position et de l'orientation des segments analysés. La position de 29 repères anatomiques particuliers a été déterminée par rapport aux marqueurs des segments correspondants à l'aide d'une sonde à numériser. Ces points permettent de déterminer les axes articulaires et le volume des différents segments afin de déterminer la position du centre de masse de chaque segment, en combinaison aux mesures anthropométriques (longueurs et périmètres des segments, poids et taille des participants) prises chez les participants (De Leva, 1996) pour définir les corps rigides utilisés dans le modèle biomécanique multisegmentaire en 3 dimensions de chaque participant (« 3D-linked-segment model », (Winter, 1990)). Les limites de la base de support ont également été déterminées pour chaque pied au moyen de cette même sonde à numériser, en rapport avec les marqueurs placés sur chaque pied. Ainsi, lorsque

la position des marqueurs des pieds était connue, la limite externe de la base de support pouvait être déterminée.

Figure 3 : Description du dispositif expérimental, le participant est équipé avec les marqueurs infrarouges (points bleus), les vibrateurs au cou ou à la cheville (disques orange)



4.5.2 Analyse cinétique : Le tapis roulant instrumenté

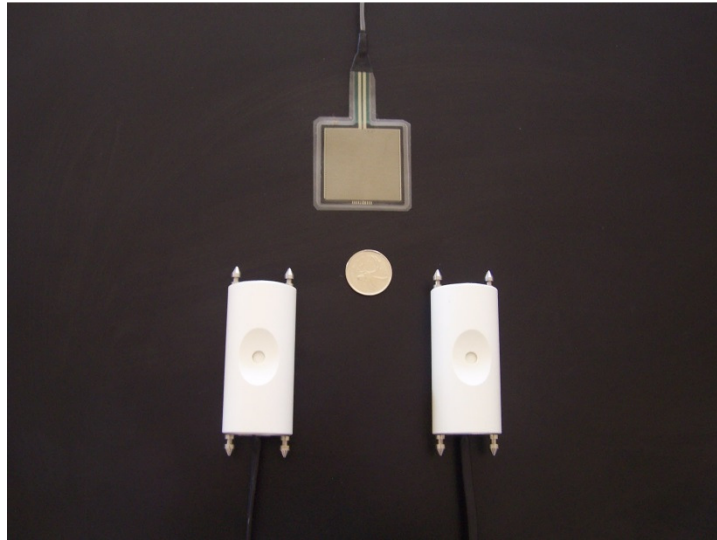
L'utilisation d'un tapis roulant instrumenté à doubles courroies (Bertec FIT[®]) permettait de mesurer les moments et les forces de réaction du sol sous chaque pied au cours de plusieurs pas consécutifs. La fréquence d'acquisition était de 600 Hz. Les données étaient filtrées avec une fréquence de coupure de 10Hz (filtre butterworth de 4^{ème} ordre) et ré-

échantillonnées à 60Hz pour s'accorder avec les données cinématiques. La position du centre de pression globale était calculée à partir de ces moments et forces.

4.6 Stimulations proprioceptives

Les stimulations proprioceptives ont été appliquées avec des vibrateurs électromécaniques (VB115, Technoconcept, France) à une fréquence de 80 Hz et une amplitude comprise entre 0,5 et 1,0 mm sur le tendon du triceps surae de la jambe non-dominante ou parétique ou bilatéralement sur les muscles postérieurs de la nuque. La jambe non-dominante était déterminée comme celle qui n'était pas utilisée pour frapper spontanément dans un ballon. Deux modes de vibrations ont été utilisés : continu, avec le vibrateur activé tout au long de l'essai, et phasique, pendant laquelle le vibrateur n'était activé que quand le talon était en contact avec le sol, tel que détecté grâce à un capteur de pression placé sous le talon de la chaussure (capteur FSR "Force Sensitive Resistor").

Figure 4 : Photo du Capteur FSR et des Vibrateurs utilisés pendant les stimulations proprioceptives. La pièce de monnaie (25 sous) donne une idée de la taille des objets



4.7 Protocole expérimental

Afin d'évaluer les effets des différentes conditions de stimulations proprioceptives sur l'équilibre à la marche, les participants ont effectué cinq essais de marche d'une minute dans chacune des conditions suivantes : marche sans vibration, marche avec vibration continue à la nuque, marche avec vibration à la nuque lors de la phase d'appui, marche avec vibration continue au triceps et marche avec vibration au triceps lors de la phase d'appui.

Les essais étaient réalisés à vitesse confortable de marche sur le tapis. Celle-ci était mesurée selon le protocole suivant (Chang, 2009, Rosenblatt et Grabiner, 2010): la vitesse de marche était augmentée graduellement (par pas de 0,10 m/s) jusqu'à une vitesse considérée trop rapide par le patient. La vitesse précédente (0,10 m/s plus lente) était alors re-testée pour confirmer qu'elle était confortable pour le patient. Dans le cas contraire, la procédure était

reprise. Une période de familiarisation d'un maximum de 90 secondes à la marche sur tapis roulant était proposée avant chaque condition de marche.

Les essais ont été réalisés de façon aléatoire et des périodes de repos étaient accordées entre les essais selon les demandes des participants.

4.8 Variables étudiées

4.8.1 Données temporelles

Les données temporelles ont été obtenues à partir des données de forces de réaction du sol au moyen d'un programme créé à l'interne sous Labview. Du point de vue temporel, le cycle de marche est considéré entre deux contacts successifs du même talon. Le cycle de marche était divisé en phases d'appui et d'oscillations par l'instance du décollement des orteils. Le contact du talon était détecté par l'augmentation rapide de la force verticale de réaction du sol, à partir de la valeur de référence, sans appui sur le tapis. Le décollement des orteils était détecté par la réduction de la force verticale de réaction du sol, jusqu'à la valeur de référence. Les durées du cycle, de la phase d'appui et de la phase d'oscillation ont été extraites pour les côtés dominant et non-dominant ainsi que parétique et non-parétique. Les mesures ont été effectuées tout au long de l'essai de marche puis moyennées à des fins d'analyse.

4.8.2 Variables d'équilibre

Deux variables ont été utilisées pour analyser l'équilibre lors des essais de marche (cf. équations ci-dessous) :

- La force stabilisante est la force théorique nécessaire pour arrêter le déplacement du CM (Duclos et al., 2009), et elle rend compte de la composante dynamique de l'équilibre (Horak, 2006). Une augmentation de la valeur de la force stabilisante est associée à une plus grande difficulté à maintenir l'équilibre du point de vue dynamique.

Équation 1

$$\text{Force Stabilisante (en Newtons):} \quad \vec{F}_{ST} = - \frac{m_{\text{global}} \cdot \vec{v}_{CM} \cdot \vec{v}_{CM}}{2D_{CP}^2} \vec{D}_{CP}$$

m_{global} : Masse du sujet, \vec{v}_{CM} : Vitesse linéaire du CM, \vec{D}_{CP} : Distance horizontale entre le CP et la limite de la BdS dans la direction de déplacement du CM

- La force déstabilisante est la force théorique nécessaire pour amener la projection verticale au sol du CM et le CP à la limite de la BdS (Duclos et al., 2009) et traduit la composante posturale de l'équilibre (Horak, 2006). Une diminution de la valeur de la force déstabilisante rend compte d'une plus grande difficulté à maintenir l'équilibre du point de vue postural.

Équation 2

$$\text{Force Déstabilisante (en Newtons):} \quad \vec{F}_D = \frac{\vec{F}_r \cdot \vec{n}}{h_{CM}} \vec{D}_{CP}$$

\vec{F}_r : Forces de réactions de sol, \vec{n} : Vecteur unitaire normal à la surface du sol, h_{CM} : Hauteur du CM, \vec{D}_{CP} : Distance horizontale entre le CP et la limite de la BdS dans la direction de déplacement du CM.

4.8.3 Variables complémentaires

Afin de mieux comprendre les changements dans l'équilibre, mesurés par les forces stabilisantes et déstabilisantes, les distances séparant les CM et CP de la limite de la base de support, ainsi que la vitesse de déplacement du CM ont également été analysées.

La distance entre le CM et la limite de la BdS renseigne sur la position du corps dans l'espace. Une distance augmentée au cours de la tâche sera associée à une inclinaison du corps vers l'arrière, puisque la distance est mesurée dans la direction de déplacement du centre de masse, vers l'avant lors de la marche.

La distance entre le CP et la BdS nous renseigne sur la capacité du corps à réagir à la perturbation. Une augmentation de cette distance rend compte d'une plus grande capacité à organiser une réponse posturale, puisque si le CP peut se déplacer davantage vers l'avant, la possibilité d'accélérer le CM vers l'arrière est d'autant plus grande, car c'est la distance entre le CP et le CM qui permet l'accélération du CM.

La vitesse de déplacement du CM est un élément essentiel du contrôle de l'équilibre dynamique puisque couplée à la position du CM, elle permet de déterminer le niveau de stabilité du patient (Hof et al., 2007, Pai et Patton, 1997)

Les valeurs concernant les différentes variables ont été recueillies pendant l'expérimentation pour chaque pas, et moyennées sur un minimum de 20 pas.

4.9 Analyses statistiques

Des statistiques descriptives ont permis de caractériser nos sujets (âge, taille, indice de masse corporelle, caractéristiques cliniques, vitesse de marche sur tapis roulant).

Les valeurs analysées de nos variables d'équilibre correspondent respectivement aux valeurs maximales de la force stabilisante et minimale de la force déstabilisante. Les valeurs des distances entre CP et CM à la limite de la BdS et de vitesse du CM ont été extraites aux instants correspondants aux valeurs minimales et maximales des forces analysées.

Pour chaque variable et chaque condition, les moyennes obtenues pour le pas dominant (non parétique) et non-dominant (parétique) ont été comparées par un test de Wilcoxon afin de déterminer si une différence existait entre les deux côtés. Ces valeurs ont été moyennées puisqu'aucune différence significative n'a été obtenue ($p > .17$ et $p > .25$ respectivement). Une Analyse de Variance (ANOVA de Friedman) pour mesures répétées a été réalisée pour chaque groupe. Quand le test était significatif, le test de la somme des rangs positifs de Wilcoxon a permis de comparer chaque condition expérimentale à la condition contrôle.

Considérant le peu de sujets dans le groupe de participants hémiparétiques, l'analyse statistique a été complétée par une analyse individuelle. Le pourcentage de changement des valeurs concernant les forces stabilisantes et déstabilisantes a ainsi été établi entre les conditions de vibrations et la condition contrôle pour tous les participants, contrôles et hémiparétiques. Le nombre de participants hémiparétiques pour lequel le pourcentage de changement était en dehors de l'étendue de changements observés dans le groupe de participants en santé pendant les conditions de vibration a ensuite été établi pour chaque condition expérimentale et chaque variable d'équilibre.

Toutes les analyses ont été faites au moyen du logiciel SPSS pour Windows (version 20) et une valeur $\alpha < 0,05$ a été considérée comme significative.

Chapitre 5 : Résultats

Role of proprioceptive information in balance control during gait in
healthy and hemiparetic individuals

Yannick Mullie ^{1,2}

Cyril Duclos ^{1,2}

¹ Laboratoire de pathokinesiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Canada

² Faculté de médecine, École de réadaptation, Université de Montréal, Canada

5.1 Avant-propos

Les auteurs de l'article intitulé « Role of proprioception information in balance control during gait in healthy and hemiparetic individuals » sont dans l'ordre Yannick Mullié et Cyril Duclos.

Cet article a été soumis à la revue *Gait and Posture*.

L'auteur principal confirme sa participation à l'élaboration du protocole de recherche, la collecte, l'analyse et l'interprétation des données comme à la rédaction de l'article. Le Dr Cyril Duclos a encadré l'ensemble du processus et révisé le manuscrit

.

5.2 Abstract

Proprioceptive information is important for balance control yet little is known about how it is used during gait or how a stroke affects its use. The aim of this study was to evaluate the role of neck and ankle proprioception in controlling balance during gait in healthy participants and after stroke. Thirteen healthy and 6 hemiparetic participants walked on an instrumented treadmill in a fully lit room, while whole-body, three-dimensional kinematics were quantified. Vibration was applied continuously or during the stance phase only on the posterior neck muscles and calf tendon on the non-dominant/paretic side. Difficulty maintaining dynamic and postural balance was evaluated using stabilizing and destabilizing forces, respectively. Summary data for gait biomechanics were also reported. Continuous and stance phase vibration of the triceps surae reduced the difficulty in maintaining both dynamic and postural balance in healthy participants ($p < .01$), with a greater distance between the centre of mass and centre of pressure and the limit of the base of support, indicating a more backward body position, and no change in temporal gait parameters. No effect of neck muscle vibration was observed ($p > .17$). None of the vibration conditions affected balance or gait parameters among stroke participants. The results confirmed that proprioception information is used to control balance during gait. The importance of proprioception information depends on the walking and visual conditions. Changes in sensory integration ability likely explain these results after stroke. Further study is needed to understand the integration of proprioceptive and visual information to control balance during gait.

Keywords : Kinesthesia, equilibrium, locomotion, cerebrovascular accident, human

5.3 Article

Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals

5.3.1 Introduction

Postural control is a dynamic interaction of motor and sensory processes (1). Control of body posture and dynamics, i.e., segment alignment and velocity of the centre of mass, depends on the integration and weighting of somatosensory, vestibular and visual sensory information. This sensory activity is necessary for the central nervous system to generate an accurate representation of body position and movements, support surface orientation, gravity, visual environment and organize the appropriate neuromuscular activity to control balance (1, 2).

Among this sensory information, muscle proprioceptive input continuously informs the central nervous system (CNS) on the position of each segment of the body in relation to the other segments and to the ground (3). Muscle vibration is an approach commonly used to study the role of proprioceptive information in motor control as it generates a strong proprioceptive stimulation (4). It activates the primary and secondary muscle afferents, particularly when applied at a frequency of 80-100 Hz and with amplitude between 0.5 and 1 mm (5, 6). It also induces an excitatory response in the muscle being vibrated (i.e., tonic vibration reflex) when the participant looks at his limb, or in the antagonist muscle (i.e., antagonist vibration reflex) if the participant cannot look at his limb (7).

When applied during quiet standing, muscle vibration induces oriented postural reactions (8, 9). For example, vibration of the triceps surae resulted in a backward postural response (8) while vibration to the back neck muscle resulted in a forward postural reaction (8, 10). This led Kavounoudias et al. to propose different roles for neck and ankle proprioception in balance control during standing (8). During gait, the role of proprioceptive information in controlling balance has scarcely been studied. Vibration has been shown to affect kinematics, speed, and muscle activity during gait (9, 11, 12). The results most closely related to balance control during gait were obtained by Sorensen et al., who showed changes in centre of mass displacements and accelerations during gait when vibration was applied at the ankle (11).

Contrary to quiet standing, sensory activity during gait is cyclical (due to repetitive movements of the limbs) and random in the case of gait perturbations. As such, sensory activity plays different roles in the motor control of gait. For example, the transition between stance and the swing phase, and the organization of alternated flexor and extensor activity in the lower limbs is mediated by phasic sensory activity (13). Moreover, sensory background affects responses to new sensory information: during standing, the position of the joints alters gains in cutaneous reflexes (14), and instability of the support surface inhibits postural reactions to vibration of ankle muscles (15). Thus, sensory afferents may have different effects on balance control during gait depending on the gait phase examined.

The use of proprioceptive information to control balance during gait is also affected by neurological lesions such as stroke. Persons with hemiparesis due to stroke have impaired proprioception (16) associated with increased sway of the centre of pressure (CoP) (17).

Alterations in the centre of pressure excursion due to sensory manipulation during quiet standing or gait also indicate that stroke-related sensorimotor impairments affect the neuromuscular activity necessary to control balance (18). However, gait speed has been reported to increase via proprioceptive stimulation applied at the ankle during gait in participants with hemiparesis (19). Ankle vibration only affected temporal (vs. spatial) parameters of gait in patients with and without ankle joint position sense impairment (20). Lin et al. thus argued that the use of proprioception information to control gait might be reduced at the sensorimotor integration level rather than the sensory perception level after stroke (20-22). To our knowledge, no study has ever evaluated how proprioceptive information is used to control balance during gait after stroke.

The first objective of the study was to evaluate how continuous and phasic proprioceptive information from the neck and ankle alters postural and dynamic balance during gait in healthy participants. A secondary objective was to determine how hemiparesis due to stroke affects the use of proprioceptive information in postural and dynamic balance control during gait.

5.3.2 Methods:

Participants:

A convenience sample of 19 volunteers (13 healthy participants, 6 with hemiparesis due to stroke) was recruited for this study. The inclusion criteria were to be able to walk on a treadmill without any assistance, have no orthopedic or neurological problems affecting gait, or cognitive deficits prior to the experiment (for healthy participants) or prior to stroke (for

hemiparetic participants) and be able to sustain 90 minutes of activity with rest periods as required. The main characteristics of the participants are presented in Table 1.

Table 1: Clinical characteristics

Stroke participants	Age (y)	BMI	OG-	Treadmill	CMMSA		Sensory Threshold		
			Velocity (m/s)	velocity (m/s)	Leg Score	Foot-Score	Cut. (/4)	Mov. (/10)	Pall (s)
S1	60	31.2	0.85	0.35	5	4	3	10	13.2
S2	32	21.6	0.82	0.75	6	4	4	10	14.7
S3	64	27.5	0.80	0.60	5	3	3	10	9.6
S4	53	22.8	0.72	0.70	4	2	3	10	10.7
S5	55	27.7	0.73	0.70	4	4	3	6	17.1
S6	54	25.7	0.55	0.55	6	4	2	7	13.1
Mean	53.0	26.1	0.75	0.61	5	4	3	9	13.8
SD	11.1	3.5	0.34	0.15	0.89	0.84	0.6	1.8	2.35
Healthy- participants									
Mean	45.5	26.0	1.55	1.53					
SD	15.7	5.9	0.15	0.16					

BMI= Body Mass Index. CMMSA= Chedoke-McMaster Stroke Assessment. SD= Standard Deviation. Pallesthesia= duration perception with a 128Hz tuning fork on the malleolus lateralis. Movement= Number of corrective perceived movement out of 10 at the big toe. Cutaneous = perception of 2 out of 3 Semmes-Weinstein filament contact on the malleolus lateralis; 1= anesthesia; 2= severe deficit; 3= hypoesthesia; 4= normal sensitivity

All participants gave their written consent to participate in the study after having been informed of the details of the experiment according to local ethics board recommendations.

Data collection and proprioceptive stimulation:

Three-dimensional whole-body kinematics were recorded at a sampling frequency of 60 Hz with an Optotrak Certus system (NDI, Waterloo, Canada), using three to six noncollinear infrared markers placed on each main segment of the body (feet, legs, thighs, pelvis, trunk, upper arms, forearms, hands and head segments for a total of 75 markers). A digitizing probe was used to locate the contour of the shoe soles with respect to the infrared markers on the respective foot segments and anatomical landmarks to complete the definition of the rigid bodies representing each body segment along with anthropometric measurements and to define a 3-D link-segment model for each participant (23).

Ground reaction forces and moments were measured under each foot using an instrumented split-belt treadmill (Bertec Fit[®]). Kinetic data were collected at a frequency of 600 Hz, filtered with a fourth-order Butterworth zero-lag filter with a cut-off frequency of 10 Hz and re-sampled at 60 Hz to match the kinematic data. Belt speed was set to the participants' comfortable gait speed using progressive speed increases and decreases.

Proprioceptive stimulation was applied using an electromechanical vibrator (VB115, Technoconcept, France) at a frequency of 80 Hz, with amplitude between 0.5 and 1 mm on the tendon of the non-dominant or paretic triceps surae and on bilateral posterior neck muscles during gait. Two modes of vibration were used: continuous (with the vibrator on throughout the entire trial) and phasic (with the vibrator turned on only when the heel was in contact with the ground as detected by a foot switch placed on the heel of the shoe).

Experimental protocol:

The following conditions were tested among all participants: control condition without vibration, posterior neck muscle vibration in the continuous and phasic mode, and triceps surae tendon vibration in the continuous and phasic mode. The control condition was always recorded first. The first muscle stimulated was alternated between participants. The two modes of vibration (continuous or phasic) were applied in a pseudo-random order for each muscle. One minute trials were conducted for each condition at a comfortable gait speed on the treadmill. Participants were asked to remain in the centre of the treadmill to avoid stepping off the belts. A 90-second familiarization period was allowed before data collection so that the participants could become accustomed to the vibration during gait

Data analysis:

Kinetic and kinematic data were translated according to the treadmill belt speed to yield forward displacements in the centre of mass (CoM) and centre of pressure (CoP), equivalent to overground walking (Van Ingen Schenau, 1980). The positions of the CoM, CoP and base of support (BoS) were obtained from the translated kinetic and kinematic data and used to calculate the distance between the CoM and CoP, the limit of the BOS as well as the stabilizing and destabilizing forces (25, 26) for each dominant/ non dominant step or paretic/ non paretic step (depending on the group considered) in the trials. The stabilizing force is the theoretical force needed to stop the motion of the body's CoM and CoP at the limit of the BoS in the direction of the displacement of the body. Its maximal value indicates the greatest difficulty in dynamic balance, and was calculated for each step analyzed. The destabilizing force is the theoretical force necessary to move the body into an unstable position. Its minimal value was calculated for each step analyzed and represents the greatest postural difficulty during the task. These values were averaged over a minimum of 20 steps for each foot.

The following temporal gait parameter measurements were based on the variation in ground reaction forces: step time (i.e., time between two consecutive heel contacts) and swing time (i.e., time between toe-off and heel strike of the same leg).

For each group, non-parametric Friedman ANOVAs were used for each parameter, i.e., mean of minimum destabilizing forces, mean of maximum stabilizing forces, distance between the CoP and the CoM to the limit of the base of support, velocity of the CoM at the time of min/max force and temporal gait parameters to compare the experimental conditions in each group. Planned contrasts (Wilcoxon ranked test) were applied depending on the results of the ANOVAs to test which vibration condition differed from the control condition without vibration.

The results of the stroke participants were also analyzed individually due to the small sample size. The percentage of change in stabilizing/destabilizing force values between the control and experimental conditions was calculated for both groups. For each condition, the individual changes (in percentage of the control condition) of each stroke participant were compared to the range of changes (in percentage) measured in the healthy group for each condition. Response to vibration was considered different from the healthy participants when the change observed for each stroke participant was outside the healthy participant range.

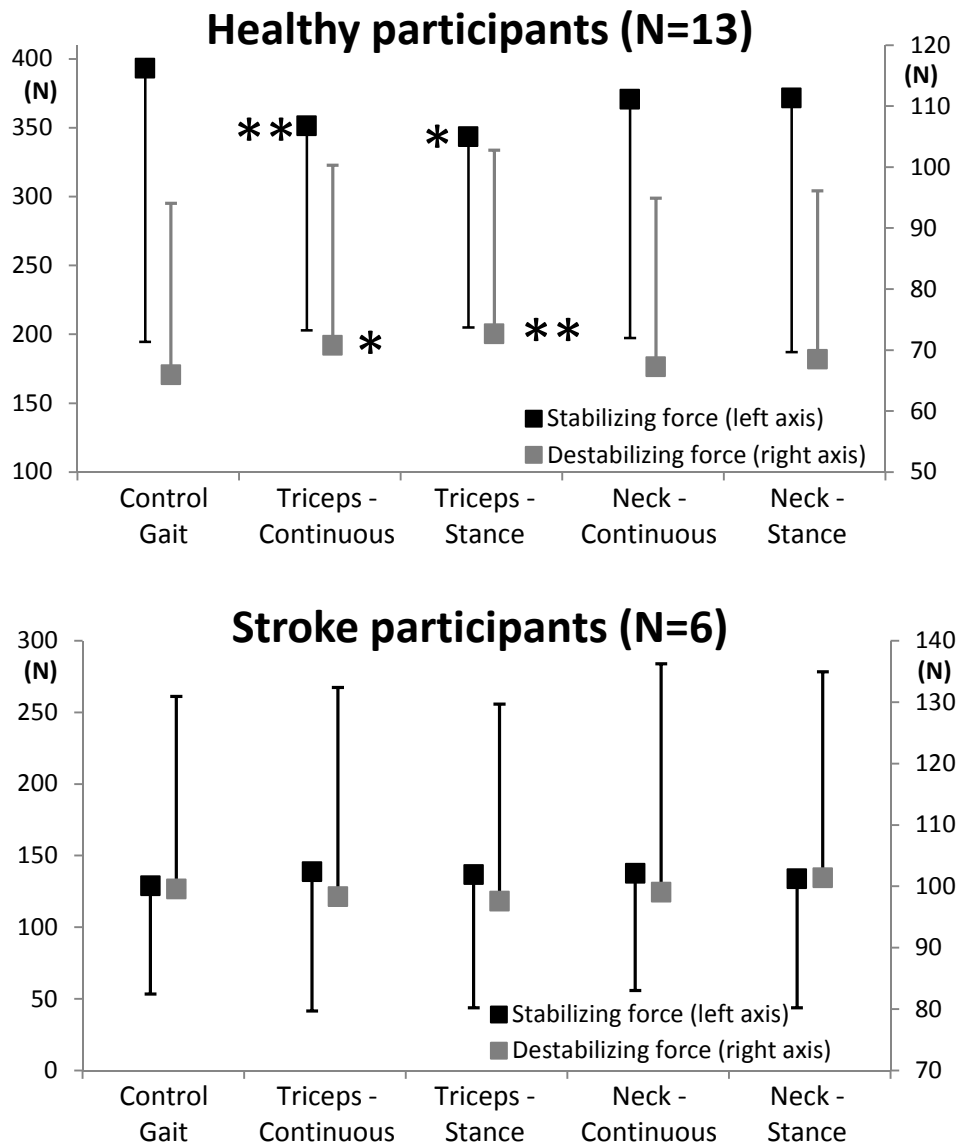
5.3.3 Results:

As Wilcoxon tests did not demonstrate any differences between dominant and non-dominant step between paretic and non-paretic steps for each variable tested, data were averaged between sides in both the healthy and stroke participants ($p>.17$ and $p>.25$ respectively). In both groups, neck or ankle vibration stimulation made no difference in any of the spatiotemporal characteristics (step and swing time ($p>.19$ for each condition)) (See Table 2).

Healthy participants:

Only ankle muscle vibration altered the difficulty in maintaining both postural and dynamic balance, as measured by destabilizing and stabilizing forces, respectively (Friedman ANOVA, $p<.01$). The vibration of triceps surae in continuous and phasic modes significantly decreased the stabilizing force ($p<.01$ and $p<.01$ respectively) and increased the destabilizing force ($p<.01$ and $p<.01$ respectively). However, continuous and stance phase neck muscle vibration did not alter the stabilizing ($p>.31$ and $p>.31$, respectively) or destabilizing force values ($p>.55$ and $p>.17$, respectively) (see Figure 1).

Figure 1 : Mean and standard deviations of stabilizing force maximal values and destabilizing force minimal values during control gait condition and vibration conditions in healthy and stroke participants



Vibration application altered the distance differently between the CoP and the CoM to the limit of the BoS ($p<.001$ and $p<.01$, respectively) depending on its location (Table 2).

During ankle muscle vibration, the distance between the CoP and the limit of the BoS increased during both continuous and stance phase vibration ($p<.05$ and $p<.05$ respectively). In terms of body position over the BoS, the distance between the CoM and the limit of the BoS was increased for stance phase ($p<.05$) and continuous vibration (tendency $p<.065$). Neither the location nor the mode of vibration significantly altered the velocity of the CoM ($p>.16$). No significant alteration of these variables was found during neck muscle vibration ($p>.32$).

Table 2: Spatial gait parameters in each experimental condition

Stroke participants	Control	Triceps continuous	Triceps Stance	Neck Continuous	Neck Stance
CoM Distance (SD)	12.9 (2.1)	13.1 (1.9)	13.0 (2.0)	12.4 (1.9)	12.8 (2.1)
CoP Distance (SD)	14.0 (1.9)	13.8 (2.3)	13.7 (2.1)	13.6 (2.2)	13.5 (2.0)
COM velocity (SD)	0.57 (0.1)	0.57 (0.2)	0.57 (0.2)	0.58 (0.2)	0.57 (0.2)
Step Time (s)	1.12 (0.08)	1.12 (0.11)	1.13 (0.11)	1.12 (0.09)	1.11 (0.08)
Swing Time	0.42 (0.06)	0.39 (0.05)	0.40 (0.06)	0.39 (0.04)	0.40 (0.05)
Healthy Participants					
CoM Distance (SD)	9.0 (1.6)	9.4 (1.6)	9.5 (1.4)	9.0 (1.5)	9.3 (1.6)
CoP Distance (SD)	10.4 (2.9)	11.4 (3.2)	11.7 (3.2)	10.9 (2.8)	11.0 (2.3)
COM velocity (SD)	1.02 (0.2)	1.02 (0.2)	1.02 (0.2)	1.03 (0.2)	1.02 (0.2)
Step Time	1.33 (0.12)	1.34 (0.14)	1.35 (0.14)	1.28 (0.08)	1.32 (0.11)
Swing time	0.35 (0.03)	0.35 (0.04)	0.36 (0.04)	0.35 (0.03)	0.35 (0.03)

CoM Distance is the distance between the center of mass and the limit of the base of support. CoP Distance is the distance between the center of pressure and the limit of the base of support. CoM and COP distance are expressed in Centimeters. COM Velocity is expressed in m/s. SD= Standard deviation

Stroke participants:

Ankle and neck muscle vibration did not alter the difficulty in maintaining postural and dynamic balance (Friedman ANOVA, $p > .45$). During both continuous and stance phase ankle vibration conditions, the changes in stabilizing force for each stroke participant were lower than the range of changes measured among the healthy participants ($[-4; -38.2\%]$). Similarly, the changes in destabilizing force during continuous and stance phase ankle vibration were lower than the range measured in the healthy participants ($[2.7; 43.7\%]$), except for S3 who showed a change of 4.2% in continuous vibration, which was within the range for healthy participants.

During neck muscle vibration, only two and three stroke participants respectively showed changes within the range of non-significant changes observed in stabilizing and destabilizing forces measured for the healthy participants.

5.3.4 Discussion:

Our results showed that ankle proprioceptive stimulation altered both postural and dynamic components of balance and that stroke affects the use of proprioceptive information to maintain balance during gait.

The decrease in stabilizing force indicated that the difficulty to maintain dynamic balance was reduced during the vibration of the triceps surae tendon during gait in healthy participants. This was associated with a more posterior position of the CoM over the base of

support. Although it is of small amplitude, i.e., a mean change of 0.5 cm between control and ankle vibration conditions, similar changes in magnitude have been reported in one previous study: the distance between the CoM and the base of support in the direction of movement decreased by 0.5 cm at heel strike between comfortable (1.38 m/s) and slow (1.0 m/s) gait speed in a group of young healthy subjects.(27)

These results obtained during walking are consistent with the effect on the position reported during quiet standing where vibration of the triceps surae induced a backward tilt (8, 28). This postural effect of vibration is generally interpreted through the kinesthetic illusion of movement associated with muscle vibration. The sensory activity generated by muscle vibration is interpreted by the CNS as a lengthening of the vibrated muscle. Because such lengthening is generally associated with forward body leaning, a compensatory reaction is generated to restore balanced body posture (8)

However, Ivanenko et al. reported a forward body position during triceps surae vibration during gait (9). At least two experimental conditions may explain these effects in opposite directions. Firstly, gait pattern adaptation was less constrained in Ivanenko et al.'s study. Participants walked either on a self-paced treadmill which adapted to any change in the participant's gait speed, or on a treadmill set at 1.0 m/s but with the vibration turned off when the participant reached the front end of the treadmill. Participants were thus able to adapt their behaviour in the direction of the illusion, i.e., forward. Under the conditions of the present study, the possibility to move forward was limited as the vibration was applied for 60 seconds

at a fixed, comfortable gait speed. This may have caused participants to adapt their behaviour opposite to the illusion, i.e., lean backward during gait. Secondly, visual conditions were different. This experiment was carried out in a fully lit room, rather than with dim light as was the case with Ivanenko et al. This probably led to different sensory integration between the two studies (see below). These differences also probably explain why no change was measured in velocity of the CoM, temporal gait parameters, or between continuous and phasic vibration, contrary to previous results (9, 12).

In terms of dynamic balance, the stabilizing force decreased when vibration was applied on the triceps surae. This was mainly due to a greater distance between the CoP and the limit of the base of support in the direction of body displacement, given that no change was observed in the velocity of the CoM. Greater distance between the CoP and the base of support is considered a condition where dynamic balance is easier to maintain as it gives the CNS more opportunity to elicit a postural response to the CoP in order to stop the forward displacement of the body. The amplitude of change of this distance (roughly 1 cm) has already been observed when comparing comfortable and fast gait speed (18), or during obstacle negotiation. (11)

The results suggest that the integration of proprioceptive input depends on the visual environment during gait. The importance of sensory integration is well known in balance control, and visual and proprioceptive input have been demonstrated to have an important role in this process (29). When visual information is reliable, it seems that the weighting of

proprioceptive input is decreased, particularly when conflict appears between visual and proprioceptive information. This is supported by our results with neck muscle vibration during walking. Neck muscle vibration did not alter the dynamic and postural component of balance or the temporal characteristics of gait in healthy participants. These findings are contrary to an increase previously reported in gait speed and step frequency, and forward body leaning during neck muscle vibration during gait in a dimly lit room (10). It is thus possible that when visual information is sufficient (e.g., in a fully lit room) to determine head orientation, and possibly even body orientation, neck muscle information is neglected and its stimulation does not trigger balance adaptation.

Reduced integration of proprioceptive information may also explain the absence of effect of ankle muscle vibration in our small group of stroke participants. Indeed, except during continuous ankle vibration when only one stroke participant showed a percentage of change in destabilizing force comparable to the one found in healthy participants, no stroke participant showed a similar change in stabilizing and destabilizing force in comparison to the one showed by the healthy participants.

Several studies have suggested that stroke could be responsible for reorganization of the sensory integration process, (20, 30) resulting in increased use of visual input compared to proprioceptive input during quiet standing (29) Our results during walking also support that hypothesis since proprioceptive stimulation on ankle muscles did not alter balance during gait in most stroke participants, contrary to healthy participants.

The main limitation of this study is its small group of stroke participants with fairly good locomotor function. However, it is likely that stroke participants with lower gait performance and motor control would show similar or worse balance performance. We believe the individual analysis strengthens our conclusion, but a larger group of stroke participants would be necessary to confirm the results. Secondly, small changes in balance due to vibration stimulation may not have been detected by our evaluation methods. Nevertheless, when a difference appeared in the position of the CoM and CoP or temporal parameters, changes were also observed in the stabilizing and destabilizing forces. Finally, random proprioceptive stimulations (which cause unpredictable gait perturbations) have not been analyzed, preventing any conclusion to be drawn on the use of proprioceptive information to detect unexpected events during gait.

To conclude, the results confirmed that proprioception information is used to control balance during gait. Its importance depends on the walking and visual conditions, as the possibility to adapt gait characteristics and dim light have led to different results in previous studies. The use of proprioception for balance control is likely affected after stroke at the sensory integration level. Further study is needed to fully understand the integration of proprioceptive and visual information to control balance during gait. Clinicians should be more aware of the deficits in sensorimotor integration in their stroke patients and specific evaluation interventions should be developed in this field.

Conflict of interest:

The authors have no conflicts of interest to disclose.

References:

1. Horak FB, Macpherson MJ. Postural orientation and équilibre. In: Rowell LB Shepard JT, eds. Handbook of Physiology: Section 12, Exercise Regulation and Integration of Multiple Systems . New York: Oxford University Press; 1996. 255-92.
2. Massion J, Alexandrov A, Frolov A. Why and how are posture and movement coordinated? Progress in Brain Research. 2004;143:13-27.
3. Gurfinkel VS, Ivanenko YP, Levik YS, Babakova IA. Kinesthetic reference for human orthograde posture. Neuroscience. 1995;68(1):229-43.
4. Roll JP, Vedel JP, Ribot E. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. Experimental Brain Research. 1989 76(1):213-22.
5. Fallon JB, Macefield VG. Vibration sensitivity of human muscle spindles and golgi tendon organs. Muscle and Nerve. 2007;36(1):21-9.
6. Roll JP, Vedel JP. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. Experimental Brain Research. 1982;47(2):177-90.
7. Forner-Cordero A, Steyvers M, Levin O, Alaerts K, Swinnen SP. Changes in corticomotor excitability following prolonged muscle tendon vibration. Behavioural Brain Research. 2008;190(1):41-9.
8. Kavounoudias A, Gilhodes JC, Roll R, Roll JP. From balance regulation to body orientation: Two goals for muscle proprioceptive information processing? Experimental Brain Research. 1999;124(1):80-8.

9. Ivanenko YP, Grasso R, Lacquaniti F. Influence of leg muscle vibration on human walking. *Journal of Neurophysiology*. 2000;84(4):1737-47.
10. Ivanenko YP, Grasso R, Lacquaniti F. Neck muscle vibration makes walking humans accelerate in the direction of gaze. *Journal of Physiology*. 2000;525(3):803-14.
11. Sorensen K, Hollands M, Patla A. The effects of human ankle muscle vibration on posture and balance during adaptive locomotion. *Experimental Brain Research*. 2002;143(1):24-34.
12. Courtine G, Pozzo T, Lucas B, Schieppati M. Continuous, bilateral Achilles' tendon vibration is not detrimental to human walk. *Brain Research Bulletin*. 2001;55(1):107-15.
13. Pearson KG. Generating the walking gait: role of sensory feedback. *Progress in Brain Research*. 2004;143:123-9.
14. Knikou M, Kay E, Schmit BD. Parallel facilitatory reflex pathways from the foot and hip to flexors and extensors in the injured human spinal cord. *Experimental Neurology*. 2007;206(1):146-58.
15. Ivanenko YP, Talis VL, Kazennikov OV. Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans. *European Journal of Neuroscience*. 1999;11(2):647-54.
16. Connell LA, Lincoln NB, Radford KA. Somatosensory impairment after stroke: frequency of different deficits and their recovery. *Clinical Rehabilitation*. 2008;22(8):758-67.
17. Niam S, Cheung W, Sullivan PE, Kent S, Gu X. Balance and physical impairments after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1999;80(10):1227-33.
18. Chisholm AE, Perry SD, McIlroy WE. Inter-limb centre of pressure symmetry during gait among stroke survivors. *Gait and Posture*. 2011;33(2):238-43.

19. Kawahira K, Higashihara K, Matsumoto S, Shimodozono M, Etoh S, Tanaka N, et al. New functional vibratory stimulation device for extremities in patients with stroke. *International Journal of Rehabilitation Research*. 2004;27(4):335-7.
20. Lin SI, Hsu LJ, Wang HC. Effects of ankle proprioceptive interference on locomotion after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2012;93(6):1027-33.
21. Marigold DS, Eng JJ, Tokuno CD, Donnelly CA. Contribution of muscle strength and integration of afferent input to postural instability in persons with stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2004;18(4):222-9.
22. Oliveira CB, Medeiros IRT, Greters MG, Frota NAF, Lucato LT, Scaff M, et al. Abnormal sensory integration affects balance control in hemiparetic patients within the first year after stroke. *Clinics*. 2011;66(12):2043-8.
23. De Leva P. Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*. 1996;29(9):1223-30.
24. Van Ingen Schenau GJ. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1980;12(4):257-61.
25. Duclos C, Desjardins P, Nadeau S, Delisle A, Gravel D, Brouwer B, et al. Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *Journal of Biomechanics*. 2009;42(3):379-82.
26. Duclos C, Mieville C, Gagnon D, Leclerc C. Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit system in the elderly. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2012;9:28.

27. Lugade V, Lin V, Chou LS. Center of mass and base of support interaction during gait. *Gait and Posture*. 2011;33(3):406-11.
28. Ivanenko YP, Solopova IA, Levik YS. The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans. *Neuroscience Letters*. 2000;292(2):103-6.
29. Bonan I, Derighetti F, Gellez-Leman MC, Bradai N, Yelnik A. Visual dependence after recent stroke. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*. 2006;49(4):166-71.
30. de Oliveira CB, de Medeiros IRT, Frota NAF, Greeters ME, Conforto AB. Balance control in hemiparetic stroke patients: main tools for evaluation. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2008;45(8):1215-26.

Chapitre 6 : Discussion

6.1 Intégration des informations proprioceptives issues de la nuque et de la cheville

Les objectifs principaux de ce mémoire étaient d'évaluer comment les informations proprioceptives sont utilisées pour le contrôle des composantes dynamique et posturale de l'équilibre lors de la marche chez les personnes en santé, mais aussi de déterminer comment cette utilisation des informations proprioceptives pouvait être modifiée suite à un AVC chez les patients hémiparétiques.

Nous avons formulé les hypothèses selon lesquelles la vibration aurait un effet déstabilisant chez les personnes en santé, mais peu d'effet sur l'équilibre des personnes hémiparétiques.

Le contrôle postural est divisé en une composante posturale (posture) et une composante dynamique (mouvement) par plusieurs auteurs (Massion et al., 2004, Horak, 2006). La composante statique représente l'alignement de la tête du tronc et des membres en regard de la BdS, et la composante dynamique représente l'ensemble des réactions neuromusculaires ayant pour but de contrôler les déplacements du CM, en particulier pour les déplacements de grande amplitude ou rapides (Horak, 2006). Le modèle utilisé dans ce travail est basé sur le concept des forces déstabilisante et stabilisante (Duclos et al., 2009) : La force déstabilisante évaluerait la composante posturale et représente la force théorique nécessaire pour amener la projection verticale au sol du CM et le CP à la limite de la BdS, et la force

stabilisante évaluerait la composante dynamique et représente la force théorique nécessaire pour arrêter le déplacement du CM à la limite de la BdS (Duclos et al., 2009).

Nos sujets en santé ont montré que la vibration à la cheville modifiait les composantes dynamique et posturale de l'équilibre à la marche avec une diminution de la force stabilisante et une augmentation de la force déstabilisante. En d'autres mots, ces résultats allaient à l'encontre de notre hypothèse puisqu'il était plus facile pour les participants en santé de maintenir l'équilibre lorsque la vibration était appliquée à la cheville.

Contrairement à la cheville, la vibration à la nuque n'a pas modifié significativement les composantes posturale et dynamique. Les fréquences de vibration étaient pourtant identiques (80 Hz) et connues pour être la fréquence adéquate permettant de stimuler intensément les fuseaux neuromusculaires (Roll et al., 1989, Fallon et Macefield, 2007). Il est donc probable que l'intégration des afférences proprioceptives était différente à la nuque et à la cheville dans nos conditions expérimentales.

Les informations proprioceptives issues de la cheville renseignent entre autres sur les propriétés de la base de support, et leur utilisation semble dépendre de ces propriétés. En effet, pendant la vibration, la réponse posturale est réduite quand le sujet se tient sur une surface de support instable (Ivanenko et al., 1999), laissant supposer que le SNC est capable de diminuer l'importance accordée aux informations proprioceptives lorsque ces dernières sont inadéquates ou préjudiciables au maintien de l'équilibre (Hatzitaki et al., 2004). Celles issues de la nuque renseignent sur la position de la tête par rapport au tronc (Bove et al., 2009, Verrel et al., 2011) et contribuent en association avec les informations visuelles à la construction du système de référence par rapport à l'environnement (Massion, 1992). Il a été montré en

position statique que la vision était importante dans l'élaboration du référentiel postural et l'équilibre puisque, lorsqu'elle est présente, elle limite l'inclinaison du corps lors de stimulations vestibulaires (Hlavacka et al., 1996) et proprioceptives (Kristinsdottir et al., 2001). La vision est si importante que pendant une période d'occlusion des yeux d'au moins 3 secondes, les afférences visuelles préalablement reçues peuvent encore servir de références dans le contrôle de l'équilibre (Bove et al., 2009). En effet, les réponses posturales à la vibration ont été comparées lorsque le participant avait préalablement les yeux ouverts ou fermés. L'amplitude de la réponse posturale à la vibration précédée d'une période d'occlusion des yeux était supérieure en comparaison avec celle pour laquelle les informations visuelles étaient préalablement disponibles (Bove et al., 2009).

Nous pensons donc qu'à la marche, l'intégration multi-sensorielle pondérerait à la hausse les informations visuelles contrairement aux informations proprioceptives issues de la nuque qui seraient pondérées à la baisse. En effet, il a été rapporté que l'utilisation de la vibration à la nuque comme à la cheville provoquait une inclinaison du corps vers l'avant et une accélération de la vitesse de progression (Ivanenko et al., 2000a, Ivanenko et al., 2000b) ou simplement une diminution de la longueur des pas concernant la vibration à la cheville (Courtine et al., 2001) dans des conditions où les informations visuelles étaient altérées ou absentes. Dans notre expérimentation, les stimulations proprioceptives par vibration à la cheville ont provoqué des inclinaisons du corps comparables à celles en position statique debout, mais de direction opposée à celles obtenues à la marche dans la pénombre. Ces effets opposés en direction pourraient être expliqués par des conditions expérimentales différentes. Dans les expériences précédentes, contrairement à la nôtre, les afférences visuelles ont en effet été diminuées par l'utilisation d'un bandeau ou d'une pièce faiblement éclairée. La présence

d'informations visuelles fiables dans notre expérience aurait ainsi pu jouer un rôle dans l'intégration multisensorielle, en favorisant les informations visuelles par rapport aux informations proprioceptives cervicales. De plus, dans notre expérience, le patient ne pouvait adapter sa vitesse de progression puisque la vitesse de notre tapis roulant était fixe contrairement à celle du tapis roulant, dont la vitesse s'adaptait à la vitesse de progression du patient, utilisé par Ivanenko et al (Ivanenko et al., 2000a) ou contrairement à Courtine et al, qui ont fait déambuler les participants à même le sol (Courtine et al., 2001). Nous pensons que la contrainte d'invariabilité de la vitesse de marche limite la possibilité du participant de s'incliner vers l'avant ou de marcher plus rapidement, puisque cela risquerait de provoquer sa sortie du tapis roulant. Ces conditions auraient ainsi pu contraindre les participants à produire une réponse opposée à l'illusion de mouvement vers l'avant (sensation d'étirement des triceps suraux), c'est-à-dire une inclinaison vers l'arrière, comme celle observée en position debout (Ivanenko et al., 1999, Kavounoudias et al., 1999, Gomez et al., 2009, Barbieri et al., 2013, Polonyova et Hlavacka, 2001)

Une autre expérimentation en faveur de la pondération différente entre les informations proprioceptives issues de la nuque et de la cheville a été proposée par Ivanenko et al (Ivanenko et al., 1999). Les auteurs ont démontré qu'en position debout sur une surface d'appui instable, les vibrations à la nuque induisaient une réaction posturale qui n'était pas réduite par rapport à la vibration sur support fixe, contrairement à la vibration de la cheville appliquée qui ne provoquait plus de réaction posturale sur support instable contrairement au support fixe (Ivanenko et al., 1999). Dans ce cas-là, le fait que les informations proprioceptives des chevilles et des pieds n'étaient pas suffisamment fiables pour assurer l'équilibre semble induire une pondération à la baisse des informations proprioceptives des chevilles et des pieds, sans

affecter l'utilisation de la proprioception cervicale. La pondération était donc inversée par rapport à la présente étude, dans laquelle la pondération de la proprioception cervicale était diminuée du fait d'informations visuelles suffisamment fiables.

Concernant le mode de vibration, nous n'avons pas observé de différences significatives dans les valeurs de force stabilisante et déstabilisante ou dans les caractéristiques temporelles de la marche lors de la vibration phasique ou continue. A notre connaissance, une seule étude a analysé spécifiquement la question de l'effet du mode de vibration sur le contrôle de l'équilibre à la marche en fonction du mode de stimulation (Ivanenko et al., 2000a).et montré une augmentation de la vitesse de progression lors de la vibration aux ischiojambiers dans les deux modes de vibration.(Ivanenko et al., 2000a). À la lueur de nos résultats, nous ne pouvons qu'envisager la possibilité que les informations proprioceptives générées pendant les différentes phases de marche sont intégrées de la même façon dans le processus d'intégration multi-sensorielle pour le maintien de l'équilibre.

Même si ces deux modes de vibration ont été testés, des stimulations courtes et aléatoires imiteraient possiblement davantage les informations proprioceptives générées par des perturbations extérieures, comme le pied qui bute contre un obstacle ou une glissade. Ces stimulations n'ont pas été testées, mais pourraient produire des effets différents sur l'équilibre, comme une réduction de la force stabilisante seulement, qui traduirait une réponse dynamique à la perception illusoire d'une perturbation provoquée par la vibration. Par ailleurs, nos stimulations sensorielles étaient suffisamment longues (une minute), nous aurions pu nous attendre à ce que seule la posture des participants soit modifiée, signant ainsi l'adaptation de celle-ci à une stimulation prolongée comme déjà observée en position debout (Wierzbicka et al., 1998, Gurfinkel et al., 1995). Là encore, les conditions expérimentales (impossibilité

d'adapter la vitesse de marche) ont peut-être empêché cet effet dissocié sur les composantes posturale et dynamique de l'équilibre.

6.2 Intégration de la proprioception suite à un AVC

Les personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC voient leur risque de chute augmenter considérablement (Simpson et al., 2011). Or les valeurs des forces stabilisantes dans nos deux groupes suggèrent que les patients hémiparétiques sont plus stables que les sujets en santé. Rappelons que la force stabilisante est proportionnelle à la vitesse élevée au carré et qu'une plus grande vélocité (retrouvée pour les sujets sains) augmente grandement la valeur de la force stabilisante. Donc une vitesse de marche réduite implique une moindre difficulté de maintien de l'équilibre dynamique. Cependant, la performance de la tâche évaluée est également inférieure. La comparaison entre les deux groupes pourrait être faite à la même vitesse, pour comparer l'équilibre dans les mêmes conditions de performance. Notre objectif étant de tester le rôle de la proprioception dans le contrôle de l'équilibre, plutôt que de comparer l'équilibre entre les groupes, la vitesse n'a pas été appariée entre les groupes, afin de tester les participants à leur vitesse confortable, sans multiplier le nombre d'essais.

Le groupe de participants hémiparétiques n'a pas montré de changement des caractéristiques temporelles ni, contrairement à nos participants en santé, d'altération des composantes dynamique et posturale de l'équilibre lors de la marche. De plus, dans les conditions de vibration qui ont significativement modifié les composantes de l'équilibre chez les sujets sains, les résultats individuels indiquent qu'un seul sujet hémiparétique montre un

pourcentage de changement compris dans l'étendue des changements observés chez les sujets sains (force déstabilisante à la cheville en mode continu).

Il semblerait donc que les informations proprioceptives soient pondérées à la baisse chez les personnes atteintes d'un AVC (de Oliveira et al., 2008, Lin et al., 2012). Cette interprétation est supportée par une étude récente (Lin et al., 2012) dans laquelle les auteurs ont démontré que l'intégration de la proprioception dans le maintien de l'équilibre était limitée après un AVC puisqu'avec ou sans atteinte somatosensorielle, la vibration ne provoquait pas de changement dans les caractéristiques spatiotemporelles de la marche chez des patients hémiparétiques (Lin et al., 2012).

6.3 Limites de l'étude

Il existe plusieurs limites à cette étude. La première d'entre elles concerne la taille de notre échantillon de participants hémiparétiques. Pour les besoins de l'expérience, nous avons recruté des participants hautement fonctionnels, capables de marcher sur tapis roulant sans aide technique ou support extérieur. Ces critères ne nous ont pas permis de recruter plus largement au sein de la population de patients hémiparétiques. De ce fait, aucune analyse n'a pu être conduite pour déterminer comment les caractéristiques cliniques des participants hémiparétiques expliquent la réduction des réponses à la vibration. Les données cliniques ont donc seulement permis la description du groupe hémiparétique. Cependant, nos participants ont montré une absence de réponse, que nous avons interprétée comme un déficit d'intégration de la proprioception alors que leurs déficits sensoriels et moteurs étaient au plus modérés. Il est donc envisageable que des patients plus sévèrement atteints, bien que non analysables par

notre modèle puissent présenter un déficit d'intégration similaire ou plus important, et montrer ainsi des résultats équivalents, se traduisant par l'absence de changement de leur équilibre avec les stimulations proprioceptives.

Une seconde limite de l'étude concerne l'absence de données concernant les vibrations du côté non parétique. L'AVC provoque une atteinte sensorielle et motrice de l'hémicorps controlésionnel, mais aussi ipsi-lésionnel (Schaefer et al., 2009) et si l'hypothèse du déficit d'intégration sensorielle est bonne, les informations proprioceptives provenant du côté non-parétique pourraient également être peu utilisées pour maintenir l'équilibre. .

Enfin, le contrôle de l'équilibre sur tapis roulant pourrait différer du contrôle au sol (Dingwell et al., 2001, Terrier et Deriaz, 2011) ce qui pourrait limiter la généralisation de nos résultats sur l'utilisation des informations proprioceptives dans le maintien de l'équilibre au sol. Même si des analyses cinétique et cinématique, c.-à-d. vitesse de progression, longueur de pas, amplitudes articulaires et puissances articulaires, montrent généralement des différences limitées entre les deux conditions (Riley et al., 2007, Alton et al., 1998) , les stimulations sensorielles différentes pourraient expliquer ces différences du point de vue de l'équilibre. En particulier, le flot optique est différent lors de la marche sur tapis roulant et au sol. Il est constant et homogène dans le premier cas, alors qu'il est variable et hétérogène dans le second. Les informations visuelles d'origine périphérique renseignent sur le mouvement de l'environnement et sont intégrées avec les informations visuelles centrales (Amblard et Carblanc, 1980). Les informations périphériques étant différentes dans les deux conditions, l'intégration des informations visuelles, et leur effet sur l'équilibre, pourraient l'être aussi.

Chapitre 7 : Conclusion

Les chutes sont responsables de couts de santé importants tant pour l'individu, que pour la société. Les mécanismes sous-jacents au contrôle de l'équilibre en condition dynamique sont encore mal compris et justifient pleinement l'intérêt des chercheurs. Les informations proprioceptives renseignent sur la position des différents segments du corps dans l'espace, et à ce titre jouent un rôle important dans le contrôle de l'équilibre. En effet, elles sont intégrées et pondérées aux afférences vestibulaires et visuelles pour créer une représentation fidèle de la position et du déplacement du corps dans l'espace et ainsi organiser les réponses motrices essentielles au maintien de l'équilibre. Or, les réponses aux stimulations proprioceptives en position statique sont différentes au cou et à la cheville, et ont peu été étudiées dans des conditions dynamiques.

Nos résultats confirment qu'à la marche, les informations proprioceptives issues de la cheville jouent un rôle important dans l'équilibre puisque la vibration a eu pour effet de réduire la difficulté du maintien de l'équilibre postural et dynamique. L'effet sur l'équilibre des informations proprioceptives issues de la nuque étant très limité, il semble que ces dernières soient peu utilisées pour le contrôle de l'équilibre quand les informations visuelles sont disponibles, comme dans une salle bien éclairée.

L'application de vibration n'ayant pas altéré significativement les composantes posturale et dynamique de l'équilibre chez nos patients hémiparétiques, il est probable que les informations proprioceptives ne soient pas ou peu utilisées dans le contrôle de l'équilibre chez ces patients, pourtant d'un niveau fonctionnel assez élevé.

D'autres études seront nécessaires pour approfondir la compréhension de l'intégration et la pondération des informations proprioceptives à la marche chez les personnes en santé et hémiparétiques. Ce type d'étude permettra également d'éclairer les cliniciens sur l'utilité de concevoir et d'appliquer des programmes spécifiques centrés sur l'intégration des informations sensorielles, chez des clientèles avec des déficits neurologiques ou autres.

Bibliographie

- ABRAHAMOVA, D. & HLAVACKA, F. 2008. Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological research / Academia Scientiarum Bohemoslovaca*, 57, 957-964.
- ABRAHAMOVA, D., MANCINI, M., HLAVACKA, F. & CHIARI, L. 2009. The age-related changes of trunk responses to Achilles tendon vibration. *Neuroscience Letters*, 467, 220-224.
- AIMONETTI, J., HOSPOD, V., ROLL, J. & RIBOT-CISCAR, E. 2007. Cutaneous afferents provide a neuronal population vector that encodes the orientation of human ankle movements. *Journal of Physiology*, 580, 649-58.
- ALTON, F., BALDEY, L., CAPLAN, S. & MORRISSEY, M. C. 1998. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13, 434-440.
- AMBLARD, B. & CARBLANC, A. 1980. Role of foveal and peripheral visual information in maintenance of postural equilibrium in man. *Perceptual and motor skills*, 51, 903-912.
- BARBIERI, G., GISSOT, A. S., NOUGIER, V. & PERENNOU, D. 2013. Achilles tendon vibration shifts the center of pressure backward in standing and forward in sitting in young subjects. *Neurophysiologie Clinique*, 43, 237-242.
- BAUBY, C. E. & KUO, A. D. 2000. Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics*, 33, 1433-1440.
- BHATT, T., WANG, T. Y., YANG, F. & PAI, Y. C. 2013. Adaptation and generalization to opposing perturbations in walking. *Neuroscience*, 246, 435-450.
- BILLETTE, J. M. & JANZ, T. 2011. Injuries in Canada: Insights from the Canadian Community Health Survey. In: CANADA, S. (ed.).
- BONAN, I. V., COLLE, F. M., GUICHARD, J. P., VICAUT, E., EISENFISZ, M., TRAN BA HUY, P. & YELNIK, A. P. 2004a. Reliance on Visual Information after Stroke. Part I: Balance on Dynamic Posturography. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 85, 268-273.
- BONAN, I. V., DERIGHETTI, F., GELLEZ-LEMAN, M. C., BRADAI, N. & YELNIK, A. 2006. Visual dependence after recent stroke. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*, 49, 166-71.
- BONAN, I. V., MARQUER, A., ESKIIZMIRLILIR, S., YELNIK, A. P. & VIDAL, P. P. 2013. Sensory reweighting in controls and stroke patients. *Clinical Neurophysiology*, 124, 713-22.
- BONAN, I. V., YELNIK, A. P., COLLE, F. M., MICHAUD, C., NORMAND, E., PANIGOT, B., ROTH, P., GUICHARD, J. P. & VICAUT, E. 2004b. Reliance on Visual Information after Stroke. Part II: Effectiveness of a Balance Rehabilitation Program with Visual Cue Deprivation after Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 85, 274-278.
- BOVE, M., DIVERIO, M., POZZO, T. & SCHIEPPATI, M. 2001. Neck muscle vibration disrupts steering of locomotion. *Journal of Applied Physiology*, 91, 581-588.

- BOVE, M., FENOGGIO, C., TACCHINO, A., PELOSIN, E. & SCHIEPPATI, M. 2009. Interaction between vision and neck proprioception in the control of stance. *Neuroscience*, 164, 1601-1608.
- BRACH, J. S., BERLIN, J. E., VANSWEARINGEN, J. M., NEWMAN, A. B. & STUDENSKI, S. A. 2005. Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2.
- BUCHANAN, J. J. & HORAK, F. B. 2001. Vestibular loss disrupts control of head and trunk on a sinusoidally moving platform. *Journal of vestibular Research : Equilibrium & Orientation*, 11, 371-389.
- BURKE, D., ANDREWS, C. J. & LANCE, J. W. 1972. Tonic vibration reflex in spasticity, Parkinson's disease, and normal subjects. *Journal of neurology, Neurosurgery, and psychiatry*, 35, 477-486.
- CALVIN-FIGUIERE, S., ROMAIGUERE, P., GILHODES, J. C. & ROLL, J. P. 1999. Antagonist motor responses correlate with kinesthetic illusions induced by tendon vibration. *Experimental Brain Research*, 124, 342-350.
- CALVIN-FIGUIERE, S., ROMAIGUERE, P. & ROLL, J. P. 2000. Relations between the directions of vibration-induced kinesthetic illusions and the pattern of activation of antagonist muscles. *Brain Research*, 881, 128-138.
- CAMPBELL, A. J., SPEARS, G. F. & BORRIE, M. J. 1990. Examination by logistic regression modelling of the variables which increase the relative risk of elderly women falling compared to elderly men. *Journal of Clinical Epidemiology*, 43, 1415-1420.
- CANADIAN INSTITUTE FOR HEALTH INFORMATION 2006. Head Injuries in Canada: A Decade of Change (1994-1995 to 2003-2004). *Canadian Institute for Health Information database*.
- CAPICIKOVA, N., ROCCHI, L., HLAVACKA, F., CHIARI, L. & CAPPELLO, A. 2006. Human postural response to lower leg muscle vibration of different duration. *Physiological Research*, 55 Suppl 1, S129-34.
- CASINI, L., ROMAIGUERE, P., DUCORPS, A., SCHWARTZ, D., ANTON, J. L. & ROLL, J. P. 2006. Cortical correlates of illusory hand movement perception in humans: A MEG study. *Brain Research*, 1121, 200-206.
- CHANG, M. D., SHAIKH, S., CHAU, T. 2009. Effect of treadmill walking on the stride interval dynamics of human gait. *Gait and posture*, 30, 431-435.
- CHAUDHRY, H., BUKIET, B., JI, Z. & FINDLEY, T. 2011. Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods-A brief review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15, 82-91.
- CHISHOLM, A. E., PERRY, S. D. & MCILROY, W. E. 2011. Inter-limb centre of pressure symmetry during gait among stroke survivors. *Gait and Posture*, 33, 238-243.
- CONNELL, L. A., LINCOLN, N. B. & RADFORD, K. A. 2008. Somatosensory impairment after stroke: frequency of different deficits and their recovery. *Clinical Rehabilitation*, 22, 758-67.
- COURTINE, G., DE NUNZIO, A., SCHMID, M., BERETTA, M. & SCHIEPPATI, M. 2007. Stance- and locomotion-dependent processing of vibration-induced proprioceptive inflow from multiple muscles in humans. *Journal of Neurophysiology*, 97, 772-9.

- COURTINE, G., PAPAXANTHIS, C., LAROCHE, D. & POZZO, T. 2003. Gait-dependent integration of neck muscle afferent input. *NeuroReport*, 14, 2365-2368.
- COURTINE, G., POZZO, T., LUCAS, B. & SCHIEPPATI, M. 2001. Continuous, bilateral Achilles' tendon vibration is not detrimental to human walk. *Brain Research Bulletin*, 55, 107-115.
- DE LEVA, P. 1996. Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29, 1223-1230.
- DE OLIVEIRA, C. B., DE MEDEIROS, I. R. T., FROTA, N. A. F., GRETERS, M. E. & CONFORTO, A. B. 2008. Balance control in hemiparetic stroke patients: main tools for evaluation. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45, 1215-26.
- DESHPANDE, N. & PATLA, A. 2005. Postural responses and spatial orientation to neck proprioceptive and vestibular inputs during locomotion in young and older adults. *Experimental Brain Research*, 167, 468-74.
- DICK, J. P., GUILOFF, R. J., STEWART, A., BLACKSTOCK, J., BIELAWSKA, C., PAUL, E. A. & MARSDEN, C. D. 1984. Mini-mental state examination in neurological patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 47, 496-9.
- DINGWELL, J. B., CUSUMANO, J. P., CAVANAGH, P. R. & STERNAD, D. 2001. Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, 27-32.
- DU PASQUIER, R. A., BLANC, Y., SINNREICH, M., LANDIS, T., BURKHARD, P. & VINGERHOETS, F. J. G. 2003. The effect of aging on postural stability: A cross sectional and longitudinal study. *Neurophysiologie Clinique*, 33, 213-218.
- DUCLOS, C., DESJARDINS, P., NADEAU, S., DELISLE, A., GRAVEL, D., BROUWER, B. & CORRIVEAU, H. 2009. Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *Journal of Biomechanics*, 42, 379-382.
- DUCLOS, C., MIEVILLE, C., GAGNON, D. & LECLERC, C. 2012. Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit system in the elderly. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9, 28.
- DUCLOS, C., ROLL, R., KAVOUNOUDIAS, A. & ROLL, J. P. 2007. Cerebral correlates of the "Kohnstamm phenomenon": an fMRI study. *Neuroimage*, 34, 774-83.
- DUYSENS, J., BEEREPOOT, V. P., VELTINK, P. H., WEERDESTeyN, V. & SMITS-ENGELSMAN, B. C. M. 2008. Proprioceptive perturbations of stability during gait. *Neurophysiologie Clinique*, 38, 399-410.
- EKLUND, G. 1972. General features of vibration-induced effects on balance. *Upsala journal of medical sciences*, 77, 112-124.
- ESPY, D. D., YANG, F., BHATT, T. & PAI, Y. C. 2010. Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. *Gait and Posture*, 32, 378-382.
- FALLON, J. B. & MACEFIELD, V. G. 2007. Vibration sensitivity of human muscle spindles and golgi tendon organs. *Muscle and Nerve*, 36, 21-29.
- FITZPATRICK, R. & MCCLOSKEY, D. I. 1994. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *Journal Physiologica*, 478, 173-86.
- FITZPATRICK, R. C., WARDMAN, D. L. & TAYLOR, J. L. 1999. Effects of galvanic vestibular stimulation during human walking. *Journal of Physiology*, 517, 931-939.

- FORSTER A, Y. A. 1995. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *British Medical Journal*, 311, 83-84.
- FRANCHIGNONI, F., HORAK, F., GODI, M., NARDONE, A. & GIORDANO, A. 2010. Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation Systems Test: the mini-BESTest. *Journal of rehabilitation medicine : official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 42, 323-331.
- FRANSSON, P. A., KRISTINSDOTTIR, E. K., HAFSTROM, A., MAGNUSSON, M. & JOHANSSON, R. 2004. Balance control and adaptation during vibratory perturbations in middle-aged and elderly humans. *European Journal of Applied Physiology*, 91, 595-603.
- FRONTERA, W. R., SUH, D., KRIVICKAS, L. S., HUGHES, V. A., GOLDSTEIN, R. & ROUBENOFF, R. 2000. Skeletal muscle fiber quality in older men and women. *American Journal of Physiology - Cell Physiology*, 279, C611-C618.
- GAGE, W. H., WINTER, D. A., FRANK, J. S. & ADKIN, A. L. 2004. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait and Posture*, 19, 124-132.
- GENTHON, N., ROUGIER, P., GISSOT, A. S., FROGER, J., PELISSIER, J. & PERENNOU, D. 2008. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke; a journal of cerebral circulation*, 39, 1793-1799.
- GITTINGS, N. S. & FOZARD, J. L. 1986. Age related changes in visual acuity. *Experimental Gerontology*, 21, 423-433.
- GOLDBLATT, S. 1954. Depression of Vibratory Sense Levels in Lupus Erythematosus. *The Journal of Investigative Dermatology*, 22, 97-107.
- GOMEZ, S., PATEL, M., MAGNUSSON, M., JOHANSSON, L., EINARSSON, E. J. & FRANSSON, P. A. 2009. Differences between body movement adaptation to calf and neck muscle vibratory proprioceptive stimulation. *Gait and Posture*, 30, 93-99.
- GOWLAND, C., STRATFORD, P., WARD, M., MORELAND, J., TORRESIN, W., VAN HULLENAAR, S., SANFORD, J., BARRECA, S., VANSBALL, B. & PLEWS, N. 1993. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24, 58-63.
- GURFINKEL, V. S., IVANENKO, Y. P., LEVIK, Y. S. & BABAKOVA, I. A. 1995. Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*, 68, 229-243.
- HAGBARTH, K. E. & EKLUND, G. 1966. Tonic vibration reflexes (TVR) in spasticity. *Brain research*, 2, 201-203.
- HASAN, S. S., ROBIN, D. W., SZURKUS, D. C., ASHMEAD, D. H., PETERSON, S. W. & SHIAVI, R. G. 1996. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. *Gait and Posture*, 4, 11-20.
- HATZITAKI, V., PAVLOU, M. & BRONSTEIN, A. M. 2004. The integration of multiple proprioceptive information: effect of ankle tendon vibration on postural responses to platform tilt. *Experimental Brain Research*, 154, 345-54.
- HAZIME, F. A., ALLARD, P., IDE, M. R., SIQUEIRA, C. M., AMORIM, C. F. & TANAKA, C. 2012. Postural control under visual and proprioceptive perturbations during double and single limb stances: Insights for balance training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16, 224-229.

- HEASLEY, K., BUCKLEY, J. G., SCALLY, A., TWIGG, P. & ELLIOTT, D. B. 2005. Falls in older people: effects of age and blurring vision on the dynamics of stepping. *Investigative ophthalmology and visual science*, 46, 3584-3588.
- HERDA, T. J., RYAN, E. D., SMITH, A. E., WALTER, A. A., BEMBEN, M. G., STOUT, J. R. & CRAMER, J. T. 2009. Acute effects of passive stretching vs vibration on the neuromuscular function of the plantar flexors. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 19, 703-713.
- HERDMAN, S. J., BLATT, P., SCHUBERT, M. C. & TUSA, R. J. 2000. Falls in patients with vestibular deficits. *American Journal of Otology*, 21, 847-851.
- HLAVACKA, F., MERGNER, T. & KRIZKOVA, M. 1996. Control of the body vertical by vestibular and proprioceptive inputs. *Brain Research Bulletin*, 40, 431-435.
- HOF, A. L. 2008. The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking. *Human Movement Science*, 27, 112-125.
- HOF, A. L., GAZENDAM, M. G. J. & SINKE, W. E. 2005. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38, 1-8.
- HOF, A. L., VAN BOCKEL, R. M., SCHOPPEN, T. & POSTEMA, K. 2007. Control of lateral balance in walking. Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait and Posture*, 25, 250-258.
- HOF, A. L., VERMERRIS, S. M. & GJALTEMA, W. A. 2010. Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. *Journal of Experimental Biology*, 213, 2655-2664.
- HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age & Ageing*, 35 Suppl 2, ii7-ii11.
- HORAK, F. B. 2010. Postural compensation for vestibular loss and implications for rehabilitation. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 28, 57-68.
- HORAK, F. B., EARHART, G. M. & DIETZ, V. 2001. Postural responses to combinations of head and body displacement: vestibularsomatosensory interactions. *Experimental Brain Research*, 141, 410-414.
- HORAK, F. B. & MACPHERSON, J. M. 1996. *Postural orientation and equilibrium*, New York: Oxford University Press.
- HORAK, F. B., WRISLEY, D. M. & FRANK, J. 2009. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical Therapy*, 89, 484-498.
- HSU, A. L., TANG, P. F. & JAN, M. H. 2003. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84, 1185-1193.
- ILES, J. F., BADERIN, R., TANNER, R. & SIMON, A. 2007. Human standing and walking: Comparison of the effects of stimulation of the vestibular system. *Experimental Brain Research*, 178, 151-166.
- IOSA, M., FUSCO, A., MORONE, G. & PAOLUCCI, S. 2012. Effects of visual deprivation on gait dynamic stability. *The Scientific World Journal*, 2012, 974560.
- ISABLEU, B., FOURRE, B., VUILLERME, N., GIRAUDET, G. & AMORIM, M. A. 2011. Differential integration of visual and kinaesthetic signals to upright stance. *Experimental Brain Research*, 212, 33-46.
- IVANENKO, Y. P., GRASSO, R. & LACQUANITI, F. 2000a. Influence of leg muscle vibration on human walking. *Journal of Neurophysiology*, 84, 1737-47.

- IVANENKO, Y. P., GRASSO, R. & LACQUANITI, F. 2000b. Neck muscle vibration makes walking humans accelerate in the direction of gaze. *Journal of Physiology*, 525, 803-814.
- IVANENKO, Y. P., TALIS, V. L. & KAZENNIKOV, O. V. 1999. Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans. *European Journal of Neuroscience*, 11, 647-654.
- JACOBS, J. V. & HORAK, F. B. 2007. Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission*, 114, 1339-1348.
- KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H., JESSEL, T. M., SIEGELBAUM, S. A. & HUDSPETH, A. J. 2013. *Principles of neural science, Fifth Edition*, USA, The McGraw-Hill Companies, Inc.
- KARARIZOU, E., MANTA, P., KALFAKIS, N. & VASSILOPOULOS, D. 2005. Morphometric study of the human muscle spindle. *Analytical and Quantitative Cytology and Histology*, 27, 1-4.
- KAVOUNOUDIAS, A., GILHODES, J. C., ROLL, R. & ROLL, J. P. 1999. From balance regulation to body orientation: Two goals for muscle proprioceptive information processing? *Experimental Brain Research*, 124, 80-88.
- KESHNER E.A, K. R. V. 2000. The influence of an immersive virtual environment on the segmental organization of postural stabilizing responses. *Journal of vestibular Research : Equilibrium & Orientation*, 10 207-219.
- KESHNER, E. A., KENYON, R. V. & LANGSTON, J. 2004. Postural responses exhibit multisensory dependencies with discordant visual and support surface motion. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium and Orientation*, 14, 307-319.
- KING, L. A., PRIEST, K. C., SALARIAN, A., PIERCE, D. & HORAK, F. B. 2012. Comparing the Mini-BESTest with the Berg Balance Scale to evaluate balance disorders in Parkinson's disease. *Parkinson's Disease*.
- KNIKOU, M., KAY, E. & SCHMIT, B. D. 2007. Parallel facilitatory reflex pathways from the foot and hip to flexors and extensors in the injured human spinal cord. *Experimental Neurology*, 206, 146-158.
- KRISTINSDOTTIR, E. F., PA. MAGNUSSON, M. 2001. Changes in postural control in healthy elderly subjects are related to vibration sensation, vision and vestibular asymmetry. *Acta oto-laryngologica*, 121, 700-7006.
- KRISTINSDOTTIR, E. K., FRANSSON, P. A. & MAGNUSSON, M. 2001. Changes in postural control in healthy elderly subjects are related to vibration sensation, vision and vestibular asymmetry. *Acta oto-laryngologica*, 121, 700-6.
- LEDDY, A. L., CROWNER, B. E. & EARHART, G. M. 2011. Utility of the mini-BESTest, BESTest, and BESTest sections for balance assessments in individuals with Parkinson disease. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 35, 90-97.
- LEE, B., MARTIN, B. & SIENKO, K. 2012. Directional postural responses induced by vibrotactile stimulations applied to the torso. *Experimental Brain Research*, 222, 471-482.
- LIN, P. Y., YANG, Y. R., CHENG, S. J. & WANG, R. Y. 2006. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 87, 562-568.

- LIN, S. I., HSU, L. J. & WANG, H. C. 2012. Effects of ankle proprioceptive interference on locomotion after stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 93, 1027-1033.
- LOGAN, D., KIEMEL, T., DOMINICI, N., CAPPELLINI, G., IVANENKO, Y., LACQUANITI, F. & JEKA, J. J. 2010. The many roles of vision during walking. *Experimental Brain Research*, 206, 337-350.
- LUND, S. B. C. 1983. Effects of different head positions on postural sway in man induced by a reproducible vestibular error signal. *Acta Physiol Scand*, 117, 307-309.
- MAGNUSSON, M., JOHANSSON, K. & JOHANSSON, B. B. 1994. Sensory stimulation promotes normalization of postural control after stroke. *Stroke*, 25, 1176-80.
- MARIGOLD, D. S. & PATLA, A. E. 2008. Age-related changes in gait for multi-surface terrain. *Gait and Posture*, 27, 689-696.
- MASSION, J. 1992. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38, 35-56.
- MASSION, J., ALEXANDROV, A. & FROLOV, A. 2004. Why and how are posture and movement coordinated? *Progress in brain research*, 143, 13-27.
- MASSION, J., IOFFE, M., SCHMITZ, C., VIALLET, F. & GANTCHEVA, R. 1999. Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. *Experimental Brain Research*, 128, 229-35.
- NAITO, E. & EHRSSON, H. H. 2001. Kinesthetic illusion of wrist movement activates motor-related areas. *NeuroReport*, 12, 3805-3809.
- NAITO, E., EHRSSON, H. H., GEYER, S., ZILLES, K. & ROLAND, P. E. 1999. Illusory arm movements activate cortical motor areas: A positron emission tomography study. *Journal of Neuroscience*, 19, 6134-6144.
- O'CONNOR, S. M. & KUO, A. D. 2009. Direction-dependent control of balance during walking and standing. *Journal of Neurophysiology*, 102, 1411-1419.
- OIE, K. S., KIEMEL, T. & JEKA, J. J. 2002. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Brain Research, Cognitive brain research*. 14, 164-176.
- OLIVEIRA, C. B., MEDEIROS, I. R. T., GRETERS, M. G., FROTA, N. A. F., LUCATO, L. T., SCAFF, M. & CONFORTOI, A. B. 2011. Abnormal sensory integration affects balance control in hemiparetic patients within the first year after stroke. *Clinics*, 66, 2043-2048.
- PAI, Y. C. & PATTON, J. 1997. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 30, 347-354.
- PATLA, A. 2003. Strategies for dynamic stability during adaptive human locomotion. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22, 48-52.
- PATTERSON, K. K., PARAFIANOWICZ, I., DANELLS, C. J., CLOSSON, V., VERRIER, M. C., STAINES, W. R., BLACK, S. E. & MCILROY, W. E. 2008. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 89, 304-10.
- PETERKA, R. J. 2002. Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88, 1097-1118.
- POLONYOVA, A. & HLAVACKA, F. 2001. Human postural responses to different frequency vibrations of lower leg muscles. *Physiological Research*, 50, 405-10.

- POOLE, J. L. & WHITNEY, S. L. 2001. Assessments of motor function post stroke: A review. *Physical and Occupational Therapy in Geriatrics*, 19, 1-22.
- PROSKE, U., WISE, A. K. & GREGORY, J. E. 2000. The role of muscle receptors in the detection of movements. *Progress in Neurobiology*, 60, 85-96.
- PUBLIC HEALTH AGENCY OF CANADA 2005. Report on Seniors' falls in Canada. *Public health information of Canada*.
- QUONIAM, C., HAY, L., ROLL, J. P. & HARLAY, F. 1995. Age effects on reflex and postural responses to propriomuscular inputs generated by tendon vibration. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences & Medical Sciences*, 50, B155-65.
- REDFERN, M. S., YARDLEY, L. & BRONSTEIN, A. M. 2001. Visual influences on balance. *Journal of Anxiety Disorders*, 15, 81-94.
- RILEY, P. O., PAOLINI, G., DELLA CROCE, U., PAYLO, K. W. & KERRIGAN, D. C. 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait and Posture*, 26, 17-24.
- ROERDINK, M., GEURTS, A. C. H., DE HAART, M. & BEEK, P. J. 2009. On the relative contribution of the paretic leg to the control of posture after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23, 267-74.
- ROLL, J. P. 2003. Physiologie de la kinesthèse. *Intellectica*, 36-37, 49-66.
- ROLL, J. P., VEDEL, J. P. & RIBOT, E. 1989. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Experimental Brain Research*, 213-222.
- ROMAIGUERE, P., ANTON, J. L., ROTH, M., CASINI, L. & ROLL, J. P. 2003. Motor and parietal cortical areas both underlie kinaesthesia. *Cognitive Brain Research*, 16, 74-82.
- ROSENBLATT, N. J. & GRABINER, M. D. 2010. Measures of frontal plane stability during treadmill and overground walking. *Gait and Posture*, 31, 380-384.
- ROSSIER, P. & WADE, D. T. 2001. Validity and reliability comparison of 4 mobility measures in patients presenting with neurologic impairment. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82, 9-13.
- SCHAEFER, S. Y., HAALAND, K. Y. & SAINBURG, R. L. 2009. Hemispheric specialization and functional impact of ipsilesional deficits in movement coordination and accuracy. *Neuropsychologia*, 47, 2953-2966.
- SHAFFER, S., HARRISON, A., BROWN, K. & BRENNAN, K. 2005. Reliability and validity of Semmes-Weinstein monofilament testing in older community-dwelling adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy December*, 28, 112-113.
- SIMPSON, L. A., MILLER, W. C. & ENG, J. J. 2011. Effect of stroke on fall rate, location and predictors: a prospective comparison of older adults with and without stroke. *PloS one*, 6, e19431.
- SORENSEN, K., HOLLANDS, M. & PATLA, A. 2002. The effects of human ankle muscle vibration on posture and balance during adaptive locomotion. *Experimental Brain Research*, 143, 24-34.
- STURNIEKS, D. L., ST GEORGE, R. & S, R. L. 2008. Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie Clinique*, 38, 467-478.
- TAKATA, Y., NAKAJIMA, T. & YAMADA, Y. 1996. Quantitative evaluation of the tonic vibration reflex (TVR) in the masseter muscle. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 54, 1307-1313.

- TANVI, B., FENG, Y. & YI-CHUNG, P. 2012. Learning to resist gait-slip falls: long-term retention in community-dwelling older adults. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 93, 557-64.
- TERRIER, P. & DERIAZ, O. 2011. Kinematic variability, fractal dynamics and local dynamic stability of treadmill walking. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8, 12.
- TYSON, S., HANLEY, M., CHILLALA, J., SELLEY, A. & TALLIS, R. 2006. Balance disability after stroke. *Physical Therapy*, 86, 30-8.
- TYSON, S. F., HANLEY, M., CHILLALA, J., SELLEY, A. B. & TALLIS, R. C. 2008. Sensory loss in hospital-admitted people with stroke: Characteristics, associated factors, and relationship with function. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22, 166-172.
- VAN ASSELDONK, E. H. F., BUURKE, J. H., BLOEM, B. R., RENZENBRINK, G. J., NENE, A. V., VAN DER HELM, F. C. T. & VAN DER KOOIJ, H. 2006. Disentangling the contribution of the paretic and non-paretic ankle to balance control in stroke patients. *Experimental Neurology*, 201, 441-451.
- VAN DER KOOIJ, H., VAN ASSELDONK, E. & VAN DER HELM, F. C. T. 2005. Comparison of different methods to identify and quantify balance control. *Journal of Neuroscience Methods*, 145, 175-203.
- VAN INGEN SCHENAU, G. J. 1980. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12, 257-261.
- VAN WEGEN, E. E., VAN EMMERIK, R. E. & RICCIO, G. E. 2002. Postural orientation: age-related changes in variability and time-to-boundary. *Human Movement Science*, 21, 61-84.
- VERREL, J., CUISINIER, R., LINDENBERGER, U. & VUILLERME, N. 2011. Local and global effects of neck muscle vibration during stabilization of upright standing. *Experimental Brain Research*, 210, 313-324.
- VERSCHUEREN, S. M. P., SWINNEN, S. P., DESLOOVERE, K. & DUYSSENS, J. 2002. Effects of tendon vibration on the spatiotemporal characteristics of human locomotion. *Experimental Brain Research*, 143, 231-239.
- WANG, T. Y., BHATT, T., YANG, F. & PAI, Y. C. 2011. Generalization of motor adaptation to repeated-slip perturbation across tasks. *Neuroscience*, 180, 85-95.
- WIERZBICKA, M. M., GILHODES, J. C. & ROLL, J. P. 1998. Vibration-induced postural posteffects. *Journal of Neurophysiology*, 79, 143-150.
- WILDE, M. C. 2006. The validity of the repeatable battery of neuropsychological status in acute stroke. *Clinical Neuropsychologist*, 20, 702-715.
- WINDHORST, U. 2007. Muscle proprioceptive feedback and spinal networks. *Brain Research Bulletin*, 73, 155-202.
- WINTER, D. 1990. *"3D link-segment model"*, Winter 1990, New York, John Wiley & Sons, Inc.
- WINTER, D. A. 1995. Human balance and posture in standing and walking. *Gait and posture*, 3, 193-214.
- WUTZKE C, M. V., LEWEK M 2013. Influence of lower extremity sensory function on locomotor adaptation following stroke: a review. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 20, 233-240.

- YANG, F., BHATT, T. & PAI, Y.-C. 2013. Generalization of treadmill-slip training to prevent a fall following a sudden (novel) slip in over-ground walking. *Journal of Biomechanics*, 46, 63-9.
- YANG, F, P. Y. C. 2013. Alteration in community-dwelling older adults level walking following perturbation training. *Journal of Biomechanics*, 46, 2463-2468.

Annexe 1 Certificat d'éthique

Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, lors de sa réunion du 18 avril 2012, le projet de recherche CRIR-696-0212 intitulé:

« Évaluation chez les personnes hémiparétiques de l'intégration sensorimotrice dans le contrôle de l'équilibre et des mouvements des membres inférieurs lors de la marche ».

Présenté par: Cyril Duclos, Ph.D.

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Le Comité autorise donc sa mise en œuvre sur la foi des documents suivants :

- Lettre d'introduction datée du 28 février 2012 ;
- Formulaire A daté du 29 février 2012 ;
- Formulaire d'évaluation de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, daté du 20 mars 2012, mentionnant que le projet est conforme sur le plan de la convenance institutionnelle ;
- Protocole de recherche intitulé « Évaluation de l'intégration sensorimotrice dans le contrôle de l'équilibre et des mouvements des membres inférieurs lors de la marche des personnes hémiparétiques »;
- ~~Formulaire d'évaluation de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, daté du 20 mars 2012.~~
- Affiche de recrutement (version du 4 mai 2012).

Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant : Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;
3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthique du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;
4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthique du projet ainsi que la décision du CÉR ;

6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur la recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
9. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication ;
11. En vertu de l'article 19.2 de la *Loi sur les services de santé et les services sociaux*, obtenir l'autorisation du Directeur des services professionnels de l'établissement sollicité avant d'aller consulter les dossiers des usagers de cet établissement, le cas échéant.


Me Michel T. Giroux
Président du CÉR

Date d'émission
4 mai 2012

Annexe 2 Formulaire de consentement



Formule de consentement pour ma participation à un projet de recherche

TITRE DU PROJET :

Évaluation de l'intégration sensorimotrice dans le contrôle de l'équilibre et des mouvements des membres inférieurs lors de la marche des personnes hémiparétiques

RESPONSABLE :

Cyril Duclos, Ph.D Chercheur, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM)

Préambule

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique l'évaluation de votre équilibre et de votre marche sur tapis roulant. Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin. Le présent formulaire de consentement peut

contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur et aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

OBJECTIF DU PROJET :

Le présent projet porte sur l'étude de votre équilibre et de votre marche sur tapis roulant et comment vous utilisez les informations venant de vos jambes et de votre cou pour réaliser ces tâches. Pour cela, une analyse des mouvements et de la position de votre corps sera réalisée au laboratoire pendant que vous marcherez sur le tapis roulant avec et sans stimulations vibratoires appliquées sur les muscles de vos jambes et de votre cou.

NATURE DE VOTRE PARTICIPATION

La seule séance à laquelle vous participerez durera environ 3 heures, incluant des pauses, et aura lieu au laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles au 4^e étage de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM). Lors de cette évaluation, différents tests cliniques seront réalisés pour déterminer votre niveau d'équilibre. Au cours de ces tests, vous aurez à faire différentes tâches, comme vous tenir sur 1 pied, marcher en changeant de vitesse, pendant lesquelles vos performances seront cotées selon des méthodes éprouvées. Vos sensations au niveau du pied seront également mesurées, de même que votre fonction motrice, votre vitesse de marche et certains aspects de votre cognition.

Au cours de la même séance, nous évaluerons la position de votre corps et ses mouvements pendant que vous marchez sur un tapis roulant. Pour cela, nous collerons, à l'aide de ruban adhésif, des marqueurs sur différentes parties de votre corps (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc, tête et bras), permettant l'enregistrement de vos mouvements à l'aide d'un système de caméras infrarouges. Notez que les collerettes et le ruban adhésif utilisés pour coller les

marqueurs sont à usage unique, et que l'équipement est désinfecté entre les participants, donc qu'une bonne hygiène sera respectée. Des caméras vidéographiques seront utilisées pour avoir une image des tâches que vous allez réaliser. Après cette installation, nous vous demanderons de marcher à votre vitesse habituelle. Par la suite, des vibrations, non-douloureuses seront appliquées de façon continue ou intermittente sur les muscles de vos chevilles et de votre cou pendant la marche. Celles-ci pourraient modifier votre stabilité ou les mouvements de vos jambes lors de la marche. Des périodes vous permettant de vous familiariser avec les différentes tâches vous seront accordées afin que vous soyez à l'aise pendant les enregistrements. Des enregistrements des mouvements de votre corps seront réalisés une fois la familiarisation terminée. Des pauses vous seront offertes au besoin.

Veuillez noter que pour ces sessions expérimentales, vous devrez porter des shorts et des chaussures de marche afin de faciliter la réalisation de l'expérimentation.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

En tant que participant, les seuls avantages que vous retirerez de votre participation seront une évaluation clinique de votre équilibre et la satisfaction d'avoir contribué à l'avancement de la science.

RISQUES ET INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fait courir, sur le plan médical, aucun risque. Il est possible que vous soyez destabilisé par les vibrations. Un harnais de sécurité vous empêchera de chuter le cas échéant. Dans quelques cas, lors des évaluations, une irritation cutanée pourrait survenir à l'endroit où ont été collées les électrodes. De la lotion calmante sera alors utilisée pour apaiser l'irritation, le cas échéant. Si l'irritation cutanée persiste plus de 24 heures, vous aviserez un des membres de l'équipe de recherche qui pourra vous référer à un

médecin. Il est possible que vous ressentiez une fatigue du fait de la participation à cette session expérimentale.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS :

Vous acceptez que l'information recueillie puisse être utilisée aux fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à votre égard.

CONFIDENTIALITE :

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui vous concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles. À cet effet, tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés et conservés sous clé dans une filière à l'IRGLM par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier pourrait être consulté par une personne mandatée par le CER des établissements du CRIR ou par le Ministère de la Santé et des Services Sociaux, qui adhèrent à une politique de stricte confidentialité. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits.

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET :

On devra répondre, à votre satisfaction, à toute question que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toute information ou question, vous pourrez communiquer avec monsieur Cyril Duclos, Ph.D. en neurosciences et sciences biomédicales (réadaptation) au numéro de téléphone 514-340-2085 au poste 3048.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2643

RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ:

Il est entendu qu'en acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs et les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :

Une indemnité compensatoire de 40\$ par session sera offerte aux participants en contrepartie des contraintes et inconvénients découlant de leur participation.



INSTITUT DE RÉADAPTATION
Gingras-Lindsay-de-Montréal



CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

J'accepte d'être contacté (e) par la même chercheure pour participer à d'autres études scientifiques menées dans le même domaine de recherche :

Durant la prochaine année ☐

Durant les 2 prochaines années ☐

Durant les 3 prochaines années ☐

J'accepte que les données recueillies au cours de cette étude soient utilisées pour d'autres publications scientifiques demeurant en lien (même domaine de recherche) avec le présent projet.

oui ☐ non ☐

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

Nom du sujet

Signature de l'intéressé (e)

Fait à Montréal, le _____ 2012

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné (e), _____, certifie :

- (a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;
- (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;
- (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;
- et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

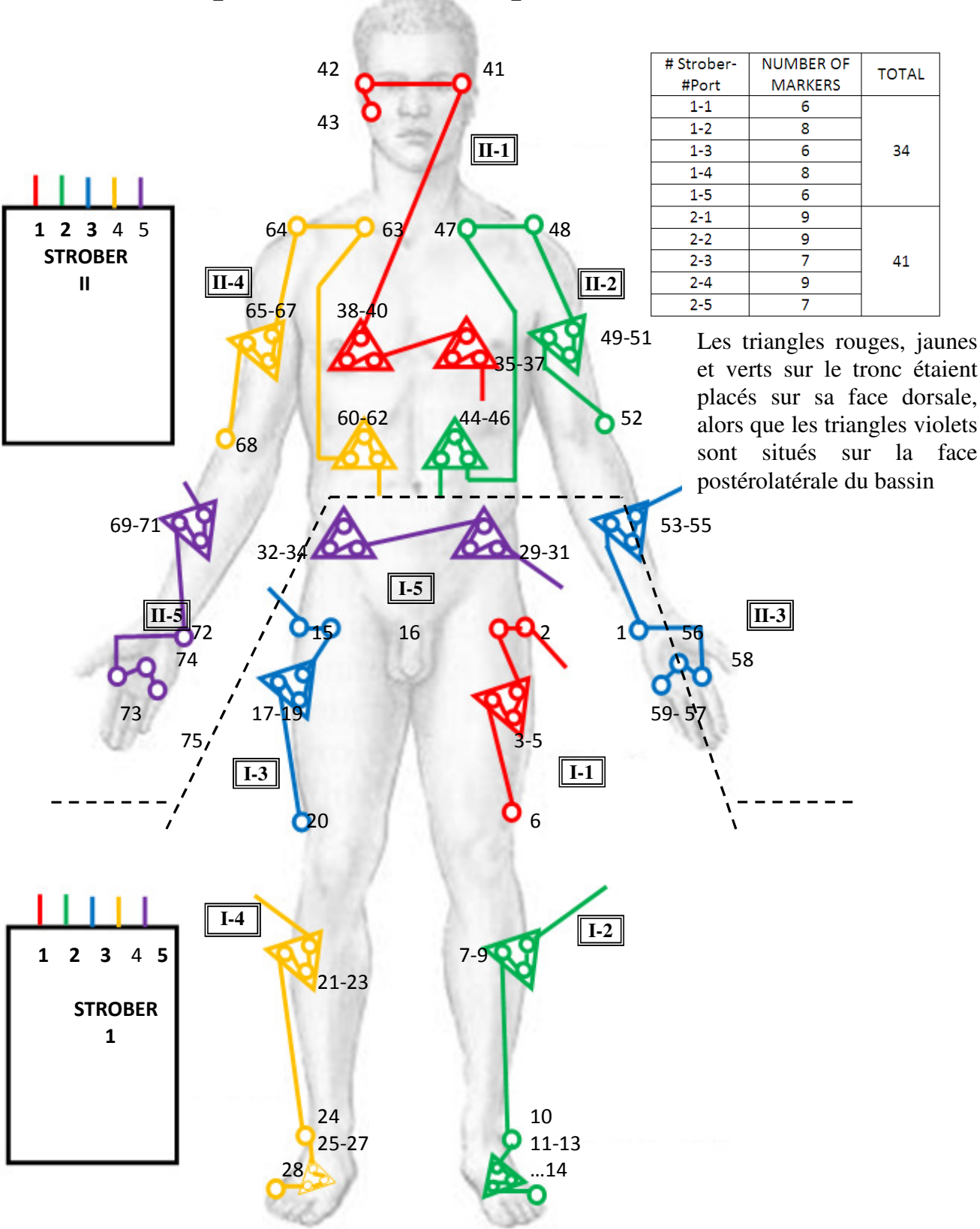
Signature du responsable du projet

ou de son représentant

2012.

Fait à Montréal, le _____

Annexe 3 Emplacement des marqueurs



Annexe 4 Emplacement des points sondés

